



**FARKLI TEKNİKLERLE YERLEŞTİRİLEN YÜKSEK VİSKOZİTELİ
CAM İYONOMER RESTORATİF MATERYALLER VE AKIŞKAN BULK-
FİLL KOMPOZİT REZİNİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ VE MİKRO SERTLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Merve NEZİR

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

MAYIS 2023

Merve NEZİR tarafından hazırlanan “FARKLI TEKNİKLERLE YERLEŞTİRİLEN YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER RESTORATİF MATERYALLER VE AKIŞKAN BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE MİKRO SERTLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum

.....

Danışman: Doç. Dr. Suat ÖZCAN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum

.....

Üye: Doç. Dr. İsmail Hakkı BALTACIOĞLU

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum

.....

Tez Savunma Tarihi: 12/05/2023

Jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

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

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

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

Merve NEZİR

12/05/2023

FARKLI TEKNİKLERLE YERLEŞTİRİLEN YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM
İYONOMER RESTORATİF MATERYALLER VE AKIŞKAN BULK-FİLL KOMPOZİT
REZİNİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ VE MİKRO
SERTLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Merve NEZİR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Mayıs, 2023

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı son dönemde klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal ile, bir akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin, farklı uygulama teknikleri (üretici firma talimatları, ön ısıtma uygulaması, ultrasonik aktivasyon uygulaması) sonrası materyallerin yüzey sertlik değerlerine (Vicker's sertlik testi) ve dentine makaslama bağlanma dayanımlarına etkisini değerlendirmektir. Vicker's sertlik testi için 4 mm derinliğinde ve 4 mm çapında teflon kalıplara; sırasıyla Grup 1: güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal (GYVCİS), Grup 2: yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal (YVCİS) ve Grup 3: akışkan bulk-fill kompozit rezin (AB) üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Sırasıyla Grup 1a: GYVCİS, Grup 2a: YVCİS ve Grup 3a: AB 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen materyallerden örnekler hazırlandı. Sırasıyla Grup 1b: GYVCİS, Grup 2b: YVCİS ve Grup 3b: AB yerleştirme esnasında 5 sn ultrasonik aktivasyona maruz bırakıldı. Sırasıyla Grup 1c: GYVCİS, Grup 2c: YVCİS ve Grup 3c: AB 50°C'de su içerisinde 1 dk bekletildikten sonra ultrasonik aktivasyon yardımı ile uygulandı. Polimerizasyon veya sertleşme reaksiyonu tamamlanan örneklerin üst yüzeylerinin Vicker's sertlik değerleri Vicker's sertlik ölçüm cihazı ile ölçüldü. Makaslama bağlanma dayanımı testi için çalışmaya 84 adet çekim endikasyonu bulunan sağlam insan molar dişi dahil edildi. Dişler yavaş dönen elmas kesici yardımı ile meziodistal yönde ikiye ayrıldı. Örnekler rastgele 12 gruba (n=14) ayrıldı. Materyaller; Vicker's sertlik testinde kullanılan yerleştirme teknikleriyle dentin yüzeyine uygulandı. Örnekler 36,5°C'de etüvde 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saatin sonunda örneklerle makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı. Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey çoklu karşılaştırmaları kullanılarak gerçekleştirildi ($p=0,05$). AB grupları hem Vicker's sertliği hem de makaslama bağlanma değerleri açısından diğer iki farklı cam iyonomer esaslı materyallere oranla anlamlı oranda daha yüksek değerler gösterdi ($p<0,05$). Restoratif materyalin ön ısıtılması AB grubunda makaslama bağlanma dayanımını kontrol grubuna kıyasla anlamlı oranda düşürürken ($p<0,05$), GYVCİS grubunda anlamlı oranda artırdı ($p<0,05$). Uygulama şekilleri kıyaslandığında ise sadece YVCİS grubunda ultrasonik aktivasyon ön ısıtmaya göre anlamlı oranda daha yüksek mikro sertlik değerleri gösterirken ($p<0,05$), diğer gruplarda anlamlı farklılık gözlenmedi. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde GYVCİS'in dentine bağlanma dayanımının artırılması için uygulama öncesi ön ısıtılmasının faydalı olabileceği söylenebilir.

Bilim Kodu : 10101.08

Anahtar Kelimeler : Bulk-fill, Cam iyonomer, Isı, Kompozit rezin, Ultrasonik aktivasyon

Sayfa Adedi : 102

Danışman : Doç. Dr. Suat ÖZCAN

EVALUATION OF THE SHEAR BOND STRENGTH TO DENTINE AND MICRO
HARDNESS OF HIGH VISCOSITY GLASS IONOMER RESTORATIVE MATERIALS
AND FLOWABLE BULK-FILL COMPOSITE RESIN PLACED BY DIFFERENT
TECHNIQUES

(Speciality Thesis)

Merve NEZİR

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

May, 2023

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the different application methods (manufacturer's instructions, preheating application, ultrasonic activation application) of two different high-viscosity glass ionomer restorative materials and a flowable bulk-fill composite resin material, on surface Vicker's hardness values and the shear bond strength to dentine. For the surface Vicker's hardness test 4 mm depth and 4 mm diameter teflon mold were used. For Group 1: reinforced high viscosity glass ionomer restorative material (GYVCİS), Group 2: high viscosity glass ionomer restorative material (YVCİS) and Group 3: flowable bulk-fill composite resin (AB) were applied according to the manufacturer's instructions. For Group 1a: GYVCİS, Group 2a: YVCİS and Group 3a: AB specimens were prepared from materials that were kept in water at 50°C for 1 minute. Group 1b: GYVCİS, Group 2b: YVCİS and Group 3b: AB were exposed to ultrasonic activation for 5 seconds during placement. For Group 1c: GYVCİS, Group 2c: YVCİS and Group 3c: AB were kept in water at 50°C for 1 minute and then 5 second ultrasonic activation were applied during placement. Surface Vicker's hardness values of the upper surfaces of the specimens were measured using Vicker's hardness measuring device. For the shear bond strength test, 84 intact human molar teeth with extraction indications were included in the study. The teeth were sectioned two in the mesiodistal direction with a slow speed diamond saw. The specimens were randomly divided into 12 groups (n=14). Materials were applied to the dentin surfaces with the some placement protocols as used in the Vicker's hardness test. The specimens were kept in distilled water for 24 hours in at 36.5°C. At the end of 24 hours, shear bond strength test was performed. Statistical analysis were performed using one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey multiple comparisons for both Vicker's hardness and for shear bond strength tests ($p=0.05$). AB groups showed significantly higher values in terms of both Vicker's hardness and shear bond values compared to the other two different glass ionomer based materials ($p<0.05$). Preheating of the restorative material significantly decreased the shear bond strength in the AB group compared to the control group ($p<0.05$), while significantly increased shear bond values in the GYVCİS group ($p<0.05$). When the application methods were compared, ultrasonic activation showed significantly higher surface micro hardness values than preheating only in the YVCİS group ($p<0.05$), while no significant difference was observed in the other groups. Within the limitations of this study, it can be concluded that preheating before application may be beneficial to increase the bond strength of GYVCİS to dentin.

Science Code : 10101.08
Key Words : Bulk-fill, Glass ionomer, Heat, Composite resin, Ultrasonic activation
Page Number : 102
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Suat ÖZCAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca gerek klinik ve akademik gerek insani anlamda her zaman örnek aldığım, bana her konuda yardımcı olan, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü hep hissettiğim, üzerimdeki hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim çok kıymetli hocam Doç. Dr. Suat ÖZCAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince üzerimde çok emeği olan, kendilerinden birçok şey öğrendiğim çok değerli hocalarım; başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya olmak üzere, Prof. Dr. Oya BALA'ya, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU'ya, Doç. Dr. Sinem AKGÜL'e, Dr. Öğr. Üyesi Cemile KEDİCİ ALP'e, Dr. Öğr. Üyesi. Hanife ALTINIŞIK'a, Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ'e,

Tanıdığım günden itibaren hep yanımda olan, yardım ve desteğini esirgemeyen ve tanıdığım için kendimi şanslı hissettiğim çok kıymetli arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Ayşenur ÇELİK'e, Arş. Gör. Dt. Cansu DAĞDELEN AHISHA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca yan yana olduğumuz değerli arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Nursima TOPKAYA'ya, Arş. Gör. Dt. Beyza ARSLANDAŞ DİNÇTÜRK'e, Arş. Gör. Dt. Ayşenur ALTUĞ YILDIRIM'a, Dr. Öğr. Üyesi Cansu YIKICI'ya, Uzm. Dt. Sümeyye ÇOBAN'a, Arş. Gör. Dt. Evrim KAYA'ya ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık ve doktora eğitimi alan tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında yanımda olan, anlayışını, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, emeklerinin ve fedakarlıklarının karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim canım annem Gülbahar NEZİR'e, varlığını kalbimde her daim hissettiğim canım babam Şıhlı NEZİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu *in-vitro* tez çalışması “TDH-2021-7226” kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Sert Dokuları	3
2.1.1. Mine	3
2.1.2. Pulpa-dentin kompleksi.....	3
2.1.3. Sement.....	4
2.2. Dental Restoratif Materyaller	4
2.2.1. Amalgam	4
2.2.2. Kompozit rezin restoratif materyaller	5
2.2.2.1. Siloran bazlı kompozit rezinler	6
2.2.2.2. Ormoserler.....	7
2.2.2.3. Nanokompozitler	7
2.2.2.4. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler	8
2.2.2.5. İyon salımı yapabilen/antibakteriyel kompozit rezinler.....	9
2.2.2.6. Self adeziv kompozit rezinler.....	10
2.2.2.7. Bulk-fill kompozit rezinler	10

Sayfa

2.2.2.7.1. Bulk-fill kompozit rezinlerin bileşimine ilişkin özellikler	11
2.2.2.7.2. Bulk-fill kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	12
2.2.2.7.2.1. Akışkan (flowable-base-kaide) bulk-fill kompozit rezinler	13
2.2.2.7.2.2. Yüksek viskoziteli (non-flowable-full body-tam gövdeli) bulk-fill kompozit rezinler	13
2.2.2.7.3. Endikasyonları–kontrendikasyonları	14
2.2.2.7.4. Avantajları–dezavantajları.....	14
2.2.2.7.5. Materyal özellikleri	17
2.2.2.7.5.1. Polimerizasyon derinliği	17
2.2.2.7.5.2. Marjinal adaptasyon ve büzülme stresi....	19
2.2.2.7.6. Güncel bulk-fill kompozit rezinler	19
2.2.2.7.6.1. Sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit rezin	19
2.2.2.7.6.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin	20
2.2.3. Cam iyonomer restoratif materyaller	20
2.2.3.1. Cam iyonomerlerin tarihçesi	20
2.2.3.2. Cam iyonomerlerin sınıflandırılması	22
2.2.3.2.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS).....	23
2.2.3.2.2. Resin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)	23
2.2.3.2.3. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler) ...	24
2.2.3.2.4. Geliştirilmiş cam iyonomer simanlar	24
2.2.3.2.4.1. Cam karbomerler	24
2.2.3.2.4.2. Zirkonomerler	25
2.2.3.2.4.3. Giomerler	25
2.2.3.2.4.4. Nano-iyonomerler	26

Sayfa

2.2.3.2.4.5. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar	26
2.2.3.3. Cam iyonomer simanların klinik kullanımları	27
2.2.3.3.1. Atravmatik restoratif tedavi (ART)	28
2.2.3.4. Cam iyonomer simanların özellikleri	29
2.2.3.4.1. Cam iyonomer simanların bileşimine ilişkin özellikler	29
2.2.3.4.2. Florür salımları ve yeniden florür yükleme.....	30
2.2.3.5. Cam iyonomer simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için kullanılan yöntemler.....	30
2.2.3.5.1. Lazer uygulaması.....	30
2.2.3.5.2. Materyal yapısına antibakteriyel ajan eklenmesi	31
2.2.3.5.3. Isı uygulaması.....	32
2.2.3.5.4. Ultrasonik aktivasyon uygulaması	32
2.3. Diş dokularına bağlanma	33
2.3.1. Kompozit rezinlerin bağlanması	33
2.3.1.1. Mine dokusuna bağlanma.....	33
2.3.1.2. Dentin dokusuna bağlanma	34
2.3.2. Cam iyonomerlerin bağlanması.....	35
2.3.2.1. Kimyasal bağlanma	36
2.3.2.2. Mikromekanik bağlanma.....	37
2.4. Yüzey Sertliği Testleri	37
2.4.1. Makro sertlik testleri	38
2.4.1.1. Brinell sertlik testi	38
2.4.1.2. Rockwell sertlik testi	38
2.4.1.3. Shore sertlik testi	39
2.4.1.4. Mohs sertlik testi	39

	Sayfa
2.4.1.5. Barcoll sertlik testi	40
2.4.2. Mikro sertlik testleri	40
2.4.2.1. Knoop sertlik testi	40
2.4.2.2. Vicker's sertlik testi	41
2.4.3. Nano sertlik testleri (nano indentasyon testleri).....	41
2.5. Bağlanma Dayanım Testleri	42
2.5.1. Mikrogerilim (mikrotensile) bağlanma dayanımı testi.....	43
2.5.2. Makrogerilim (makrotensile) bağlanma dayanımı testi	43
2.5.3. Push-out testi	44
2.5.4. Mikromakaslama (mikroshear) bağlanma dayanımı testi	44
2.5.5. Makromakaslama (makroshear) bağlanma dayanımı testi.....	45
2.5.6. Bağlanma dayanımı testi esnasında oluşan başarısızlık tipleri	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	47
3.1. Gereç.....	47
3.1.1. Diş örneklerinin hazırlanmasında kullanılan araçlar.....	47
3.1.2. Kullanılan restoratif materyaller ve içerikleri	47
3.1.3. Restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan araçlar	49
3.1.4. Üniversal test cihazı	50
3.1.5. Vicker's sertlik ölçüm cihazı.....	51
3.2. Yöntem.....	51
3.2.1. Power analiz	51
3.2.2. Vicker's sertlik testi	52
3.2.2.1. Örneklerin hazırlanması	52
3.2.2.2. Vicker's sertlik testinin yapılması.....	56
3.2.3. Makaslama bağlanma dayanımı testi	57
3.2.3.1. Diş seçimi.....	57

	Sayfa
3.2.3.2. Diş örneklerinin hazırlanması	58
3.2.3.3. Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması.....	59
3.2.3.4. Kırılma tiplerinin analizi	63
3.2.4. Verilerin istatistiksel analizi	64
4. BULGULAR	65
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	85
KAYNAKLAR	87
ÖZGEÇMİŞ	97

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Diş örneklerinin hazırlanmasında kullanılan araçlar ve materyaller	47
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller	48
Çizelge 3.3. Restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan araçlar	49
Çizelge 3.4. Çalışmadaki deney grupları ve örneklerin hazırlanması amacıyla uygulanan işlemler	53
Çizelge 4.1. Vicker's sertlik ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistikleri	65
Çizelge 4.2. Vicker's sertlik ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması	67
Çizelge 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistikleri.....	69
Çizelge 4.4. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması	71
Çizelge 4.5. Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı.....	73

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Vicker's sertlik ölçümü ortalamalarının gruplara göre dağılımı.....	68
Şekil 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamalarının gruplara göre dağılımı	72



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Zımparalama ve polisaj cihazı	47
Resim 3.2. Equia forte HT	48
Resim 3.3. Fuji IX	48
Resim 3.4. Estelite bulk-fill flow	48
Resim 3.5. Kavite yüzey düzenleyicisi	48
Resim 3.6. Equia forte coat	49
Resim 3.7. G - Premio bond	49
Resim 3.8. Thermocouple	49
Resim 3.9. Kavitron	49
Resim 3.10. Elektrikli cezve.....	50
Resim 3.11. Amalgamatör.....	50
Resim 3.12. Kapsül uygulayıcı.....	50
Resim 3.13. LED ışık cihazı.....	50
Resim 3.14. Üniversal test cihazı	50
Resim 3.15. Vicker's sertlik ölçüm cihazı	51
Resim 3.16. 4 mm çapında ve 4 mm derinliğinde delikler hazırlanmış teflon kalıp.....	54
Resim 3.17. Teflon kalıba restoratif materyalin yerleştirilmesinden önce kalıbın altına siman camı ve şeffaf bant yerleştirilmesi	54
Resim 3.18. Teflon kalıba restoratif materyalin yerleştirilmesi	54
Resim 3.19. Üst yüzeye siman camı uygulanması	54
Resim 3.20. Ön ısıtma uygulaması yapılacak grup örneklerinin hazırlanması için sıcaklığı 50°C' ye ayarlanmış su.....	54
Resim 3.21. Güçlendirilmiş yüksek cam iyonomer restoratif materyalin ısıtılması	54
Resim 3.22. Yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin ısıtılması.....	55
Resim 3.23. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin ısıtılması	55
Resim 3.24. Ultrasonik aktivasyon uygulaması için kavitron kullanılması	55

Resim	Sayfa
Resim 3.25. Vicker's sertlik ölçümü için teflon kalıp kullanılarak hazırlanan örnekler (Grup 1-12).....	56
Resim 3.26. Vicker's sertlik ölçüm cihazının ayarlanması	57
Resim 3.27. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi	57
Resim 3.28. Örnek yüzeyinde oluşan eşkenar dörtgenin mikroskoptaki görüntüsü	57
Resim 3.29. Diş örneğinin hazırlanması	58
Resim 3.30. Diş örneğinin mine yüzeyinin zımpara kağıdıyla aşındırılması ve dentin yüzeyinin açığa çıkarılması.....	58
Resim 3.31. Dentin yüzeyi restoratif materyalin bağlanması için hazırlanmış diş örneği.....	60
Resim 3.32. İç çapı 2,72 mm olan şeffaf plastik tüp	60
Resim 3.33. Üniversal bağlayıcı ajan.....	60
Resim 3.34. Üniversal bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine uygulanması.....	60
Resim 3.35. Üniversal bağlayıcı ajanın LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi	60
Resim 3.36. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin şeffaf plastik tüp aracılığıyla dentin yüzeyine uygulanması	60
Resim 3.37. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi	61
Resim 3.38. Kavite yüzey düzenleyicisi	61
Resim 3.39. Kavite yüzey düzenleyicisinin dentin yüzeyine uygulanması	61
Resim 3.40. Equia forte HT kapsülü	61
Resim 3.41. Fuji IX kapsülü.....	61
Resim 3.42. Yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin şeffaf plastik tüp aracılığıyla dentin yüzeyine uygulanması	62
Resim 3.43. Restoratif materyalin dentin yüzeyine bağlanması	62
Resim 3.44. Restoratif materyalin dentin yüzeyine bağlanması (üstten görünüm).....	62
Resim 3.45. Hazırlanan örneğin üniversal test cihazına bağlanması	63
Resim 3.46. Üniversal test cihazının test için başlatılması	63
Resim 3.47. Üniversal test cihazının ekran görüntüsü	63

Resim	Sayfa
Resim 3.48. Örneğin kırılması	63
Resim 3.49. Örneklerin kırılma yüzeylerinin stereomikroskop kullanılarak x40 büyütmeyle incelenmesi.....	64
Resim 3.50. Örneğin kırılma yüzeyinin mikroskoptaki görüntüsü	64



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
Br	Baryum
Ca	Kalsiyum
CaP	Kalsiyum fosfat
dk	Dakika
dyne/cm ²	Bir gramlık serbest kütleyle saniyede bir santimetre ivme kazandıracak kuvvet
GPa	Giga paskal
kg	Kilogram
kg/cm ²	Kilogram/santimetre kare
mg/L	Miligram/litre
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetre kare
MN/m ²	Mega Newton/metre kare
MPa	Mega paskal
N/mm ²	Newton/milimetre kare
NaF	Sodyum florür
nm	Nanometre
pound/inch ²	pound/inch kare
SiO ₂	Silisyum dioksit
sn	Saniye
SnF ₂	Stannöz florür
Sr	Stronsiyum
SS	Standart Sapma
ZrO ₂	Zirkonyum oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
ABI	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen Akışkan Bulk-Fill Kompozit Resin
ABIU	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Akışkan Bulk-Fill Kompozit Resin
ABK	Akışkan Bulk-Fill Kompozit Resin
ABU	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Akışkan Bulk-Fill Kompozit Resin
ADA	American Dental Association = Amerikan Diş Hekimleri Birliği
APF	Asidüle Fosfat Florür
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
ASPA	Alümino Silikat Poliakrilat
BHN	Brinell Sertlik Numarası
Bis-GMA	Bisfenol A Diglisidil Metakrilat
CİS	Cam İyonomer Siman
EBPDMA	Etoksile Bisfenol A Dimetakrilat
Er-YAG Lazer	Erbiyum: Yitriyum Alüminyum Garnet Lazer
F-PRG	Tüm Partikül Aktif Cam İyonomer Partikülleri
GCİS	Geleneksel Cam İyonomer Siman
GYVCİSİ	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
GYVCİSIU	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
GYVCİSK	Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal-Kontrol
GYVCİSU	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
HEMA	Hidroksi Etil Metakrilat
ISO	International Organization for Standardization = Uluslararası Standardizasyon Örgütü
KHN	Knoop Sertlik Numarası
LED	Light Emitting Diode = Işık Yayan Diyot
MMPs	Matriks Metallo Proteinazlar
NCCL	Non Carious Cervical Lesion = Çürüksüz Servikal Lezyon
NMR Spektroskopisi	Katı Hal Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi

PMMA	Polimetilmetakrilat
PRG	Aktif Cam İyonomer Partikülleri
PVC	Polivinilklörür
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEM	Scanning Electron Microscopy = Taramalı Elektron Mikroskobu
Sermet	Seramik/metal
S-PRG	Yüzey Aktif Cam İyonomer Partikülleri
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
YVCİS	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman
YVCİSI	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
YVCİSIU	50°C sıcaklıkta, su içinde, 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
YVCİSK	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal
YVCİSU	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal

1. GİRİŞ

Diş çürüğü; karyojenik oral floranın zamanla diş yüzeyinde fermente olabilen diyet karbonhidratları ile karmaşık etkileşiminin sebep olduğu multifaktöriyel, enfeksiyöz bir ağız hastalığı olarak tanımlanmaktadır(1). Diş çürüğü dünyada en yaygın görülen kronik hastalıklar arasında yer almaktadır(2). Diş çürüğünün meydana gelmesinde dört temel faktör etkili olmaktadır. Bunlar; diş yapısı, karyojenik mikroorganizmalar, fermente olabilen karbonhidratlar ve zaman olarak sayılabilir.

Teorik olarak, tüm çürük lezyonları doğru koşullar altında durdurulabilmekte ve daha büyük lezyonlar haline gelmeleri önlenabilmektedir. Ancak diş yapısında bir kavitasyon meydana geldiğinde biyofilmin uzaklaştırılması daha zor hale gelmektedir. Bu nedenle restoratif bir müdahaleyle kavitenin sızdırmaz şekilde kapatılması gerekmektedir(3). Diş çürüğünün tedavi edilmesinde birçok restoratif materyal kullanılabilmektedir. Bu materyallerin başında dental amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomerler gelmektedir. Bu materyallerin farklı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

Dental amalgamlar geçmiş dönemlerde çok sık kullanılmalarına rağmen estetik olmamaları, cıva içermeleri, restorasyonların tutuculuğunu sağlamak için belli kurallar çerçevesinde ve fazla madde kaybı yaratacak kavite hazırlığı gerektirmeleri gibi dezavantajları sebebiyle günümüzde fazla tercih edilmemektedir.

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen materyal kompozit rezinlerdir. Bu materyallerin estetik özelliklere sahip olması, diş dokusuna yakın fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması, uygulama esnasında diş dokusunda gereğinden fazla madde kaybı yaratılmasına gerek kalmaması gibi önemli avantajları bulunmaktadır. Ancak polimerizasyon büzülmesi, uygulama sırasında ciddi teknik hassasiyet gerektirmesi, tabakalı uygulama gerekliliği nedeniyle işlem süresinin uzun olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek amacıyla materyal yapısında güncellemeler yapılarak çeşitli kompozit rezin materyaller üretilmiştir. Bu kompozit rezinlerden biri de bulk-fill kompozit rezinlerdir. Bu materyallerin önemli avantajları arasında 4-5 mm'lik tabakalar halinde uygulanabilmeleri ve bu sayede hem uygulama süresinin azaltılması hem de daha az teknik hassasiyet gerektirmesi bulunmaktadır.

Restoratif diş hekimliğinde; özellikle materyalin yapısında son dönemlerde yapılan güncellemeler ile; cam iyonomerler de daimi restorasyon materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Materyal yapısında florür bulunması ve florür salımı yapabilmesi, üstelik yapısına tekrar florür yklemei yapılabilmesi ciddi bir avantaj oluşturmaktadır. Bu avantajdan yararlanabilmek amacıyla belli endikasyonlarda daimi restoratif materyal olarak kullanılabilen yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyaller üretilmiştir fakat cam iyonomerlerin yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaması restoratif diş hekimliğinde daimi restoratif materyal olarak kullanılmasını kısıtlamaktadır. Ancak bu durumun üstesinden gelebilmek amacıyla cam iyonomer materyallerin yapısında ve uygulanış biçiminde bir dizi güncelleme yapılmaktadır. Bu güncellemeler arasında materyal yapısını güçlendirmek için içeriğine farklı moleküllerin ilave edilmesi, antibakteriyel özelliklerini geliştirmek için farklı yapıların eklenmesi, uygulanması sırasında ısı, ultrasonik aktivasyon, lazer uygulaması gibi tekniklerin kullanılması yer almaktadır.

Bulk-fill kompozit rezinlerin ve yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyallerin bahsi geçen avantajları son yıllarda restoratif diş hekimliğinde kullanımlarının artmasına ve buna bağlı olarak da bu materyallerin diş dokularına bağlanmaları ve mekanik özelliklerinin de öneminin artmasına neden olmuştur.

Bu çalışmanın amacı son dönemde klinik uygulamalarda sıkça tercih edilmeye başlanan iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin ve bir akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin farklı tekniklerle uygulanışının materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarına ve mikro sertlik değerlerine etkisini değerlendirmek, bu sayede yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal ve akışkan bulk-fill kompozit rezin ile yapılan restorasyonlarda ideal uygulama şeklinin açıklanarak restorasyonun klinik başarısının artırılmasını ve restorasyonun ömrünün uzatılmasını sağlamak; aynı zamanda tekrarlayan restorasyonlardan kaynaklanan maliyetin önüne geçmeye çalışmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Sert Dokuları

2.1.1. Mine

Diş minesi, dişin kronunu kaplayan en sert ve yüksek mineralizasyona sahip dokudur. Dişin renginden, estetiğinden, dokusundan ve yarı saydamlığından sorumlu yapısıdır. Esas olarak kristal yapı şeklinde inorganik maddeler içeren yüksek oranda mineralize bir yapıya sahiptir. Minedeki ana inorganik yapı hidroksiapatittir. Mine dokusu inorganik içeriğe ek olarak, kristaller arası boşluklarda bulunan az miktarda su ile birlikte küçük bir organik matris kısmı da içermektedir. İnorganik içerikte %90-92 oranında hidroksiapatit, %3-5 oranında diğer mineraller ve eser elementler bulunmaktadır; organik içerikte ise %1-2 oranında protein ve lipit, %4 oranında su bulunmaktadır. Mine kırılma yapısıdır, yüksek elastik modüle sahiptir.(4) Yorulma direnci ve aşınma direnci oldukça iyidir(5). Çiğneme kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir.(6) Mine dokusunun sertliği, dişin dış yüzeyinin farklı bölgelerinde farklı değerlerdedir, dişin dış yüzeyinden iç yüzeyine doğru azalmaktadır(4).

2.1.2. Pulpa-dentin kompleksi

Diş minesinin tabanında dentin dokusu bulunmaktadır. Dentin dokusuyla dişin vitalitesinden sorumlu olan pulpa dokusu arasında yakın bir ilişki bulunduğundan dolayı bu dokular “pulpa-dentin kompleksi” olarak adlandırılmaktadır.

Dentin, dişin büyük kısmını oluşturan avasküler, mineralize bir bağ dokusudur. Yüksek oranda vaskülarize yumuşak bağ dokusu olan diş pulpasını çevrelemektedir(7). Dentin %70 oranında inorganik hidroksiapatit kristalleri içerirken geri kalan kısmı su ve organik madde oluşturur. Bu sayede mineden daha esnek bir yapıya sahiptir. Dentin; diş üzerine çiğneme kuvvetleri geldiğinde, mine için adeta bir yastık görevi görmektedir. Bunun sebebi dentinin sıkışma dayanımının minenin sıkışma dayanımından daha fazla olmasıdır(4).

Dentin, mine-dentin sınırından pulpaya doğru radyal olarak uzanan, diştan ekstenel kesit alındığında geniş bir S şeklinde gözlenen tübüllü bir yapıya sahiptir. Tübüller içerisinde, pulpada yer alan odontoblastların hücresel uzantıları bulunmaktadır(5). Pulpada meydana gelen inflamatuvar yanıt, derin dentin oluşum süreçlerini başlatmaktadır ve dentin-pulpa ara

yüzünde pulpa dokusu için koruyucu bir bariyer olarak dentinin kalınlığını/etkinliğini artırmak amacıyla tersiyer dentin oluşmaktadır(6). Dentinin çevrelediği pulpa dokusunun sağlığı dişin vitalitesinin korunmasında oldukça önemlidir.

Pulpa, pulpa odası ve dişlerin kök kanallarında bulunan mezenkimal kökenli yumuşak bir dokudur. Birincil rolü, periferik olarak dentin matriksi ile doğrudan temas halinde düzenlenmiş olan odontoblast adı verilen özel hücreler tarafından dentin üretmektir(7). Pulpa dokusu, dentin matriksi ile doğrudan temas halinde periferik olarak düzenlenmiş odontoblastlardan oluşmaktadır. Odontoblastlar ve dentin arasındaki bu yakın ilişki "pulpa-dentin kompleksi" olarak bilinmektedir(4).

2.1.3. Sement

Sement dokusu, diş kökünü kaplayan sert, avasküler bağ dokusu olarak tanımlanmaktadır. Açık sarı renkte olup, parlaklığının az olması ve daha koyu renk tonuna sahip olması ile mineden ayırt edilebilmektedir. Boya ve kimyasal maddelere karşı çok geçirgen bir yapıya sahiptir. Dentin dokusundan daha yumuşak bir dokudur(4). Sementin görevleri arasında; periodontal ligament aracılığıyla dişin alveol kemiğe tutunmasını sağlamak, destek görevi görmek ve kök dentinini çevrelemek yer almaktadır.

2.2. Dental Restoratif Materyaller

2.2.1. Amalgam

Geleneksel olarak dental amalgam, posterior dişlerdeki kavitelerin restorasyonunun yapılması için kullanılmaktadır. Nispeten düşük maliyeti, uygulama kolaylığı ve mekanik özellikleri nedeniyle bazı düşük ve orta gelirli ülkelerde tercih edilen restoratif materyal olmaya devam etmektedir(8). Amalgamın restorasyon materyali olarak genel kabul görür hale gelmesi modern diş hekimliğinin kurucusu olarak kabul edilen Greene Vardiman Black'in 1890'lı yıllar ile 1900'lü yılların başında yaptığı araştırmalar sonucu olmuştur(9).

Dental amalgam, amalgam alaşımı ve cıvadan oluşmaktadır. Dental amalgam alaşımı, değişen miktarlarda bakır, çinko, indiyum ve paladyum içeren gümüş-kalay alaşımından oluşmaktadır. Dental amalgam alaşımları temel olarak düşük bakır ve yüksek bakır alaşımları olmak üzere ikiye ayrılır. Düşük bakır alaşımları ağırlıkça %6'ya kadar bakır

içerirken yüksek bakır alaşımları %6-30 arasında bakır içermektedir. Genel olarak, amalgam alaşımı minimum %40 gümüş, maksimum %32 kalay, maksimum %30 bakır, maksimum %2 çinko ve eser miktarda indiyum veya paladyumdan oluşmaktadır(10).

Amalgam restorasyonlar, yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior bölge restorasyonlarında uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Klinik kullanımda teknik hassasiyet gerektirmemektedir ve maliyeti düşüktür(11). Tekniğe daha duyarlı olan benzer malzemelerin aksine, zor çalışma koşulları altında bile kabul edilebilir dayanıklılık elde edilebilmektedir(12). Amalgamın klinik ve biyomekanik özellikleri, uzun ömürlü ve fonksiyonel olması, uygulama endikasyonlarının fazla olması bu materyalin klinikte kabul görmesini ve yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır(13). Ancak restorasyonun retansiyonunu sağlamak için daha fazla preparasyona ihtiyaç duyulması konservatif diş hekimliği açısından sorgulanmaktadır(14). Adeziv sistemlerdeki son gelişmeler, diş sadece mekanik olarak bağlanan ve estetik olmayan amalgam restorasyonların yerini kompozit rezinlerin alması ile sonuçlanmıştır(11). Kompozit rezinlere eğilimin artmasının önemli bir sebebi de amalgamın cıva içermesidir.

Vücutta cıva salımı ve cıva bertarafının çevresel etkisi ile ilgili olarak amalgam restorasyonların kullanımı konusunda endişeler bulunmaktadır(8). Cıva; yiyecekler (özellikle balıklar ve deniz ürünleri), toprak, hava, su, bazı antiseptik solüsyonlar, cıva içeren bazı cilt kremleri ve dental amalgam restorasyonlar gibi çeşitli kaynaklardan alınabilmektedir. Ancak amalgam restorasyonlardan günlük salınan rutin cıva miktarı, hastalar için herhangi bir hayati risk oluşturmamaktadır(15). Cıvanın nörotoksik etkisinin 500 mg/L üre seviyesine ulaştığında ortaya çıktığı belirtilmiştir. Bu değer; amalgam restorasyon uygulandıktan sonra yaptığı pik değer 170 katıdır. Amalgam restorasyonların sertleşme süreci tamamlandıktan sonra çok düşük miktarlarda cıva salımı gerçekleşmektedir(16).

2.2.2. Kompozit rezin restoratif materyaller

Dental kompozit rezin malzemeler, amalgama estetik olarak bir alternatiftir ve mekanik özellikleri, posterior dişlerin restorasyonunda kullanılabilmelerinin uygun olabilmesi için yeterince gelişmiştir(8).

Kompozit rezinler anterior ve posterior dişlerde direkt restorasyonlar için ilk tercih edilen materyaller olarak kabul edilmektedir. Doğal diş rengine uyum sağlamalarının getirdiği estetik özellikler, diş dokularına bağlanma yetenekleri, geleneksel kavite prensiplerinin aksine sadece çürük dokunun temizlenmesinin yeterli olması ve indirekt materyallere kıyasla düşük maliyeti kompozit rezinlerin popüleritesinin artmasının nedenleri arasındadır(17). Kompozit rezinlerin bu avantajları popüleritesini artırsa da materyalin polimerizasyon esnasında büzülmesi önemli bir dezavantajdır.

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler arasında konfigürasyon faktörü (C faktörü), doldurucu içeriği, dönüşüm derecesi, elastik modülü, su Emilimi, ışıkla polimerize olma değişkenleri yer almaktadır. Bununla beraber restorasyonun yerleştirilmesinde kullanılan tekniklerin, büzülme stresinin modifikasyonunda önemli bir faktör olduğu kabul edilmektedir. Büzülme stresini azaltmak için kompozitin, bulk (tek-kütle) tekniği yerine tabakalama tekniğiyle uygulanması önerilmektedir(18). Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla son zamanlarda materyal yapısında güncelleme yapılmaya çalışılmaktadır.

Kompozit rezinin temel bileşimi rezin matriks içine gömülü inorganik dolduruculardan oluşur ve bu yapı 1970'lerden bu yana değişmeden devam etmektedir. Bununla birlikte, rezin teknolojisinde, doldurucu tipinde ve doldurucu partikül boyutunda önemli gelişmeler olmaktadır(19). Bu gelişmelerle birlikte yeni materyaller piyasaya sürülmektedir. Bu materyallerden bazıları; siloran bazlı kompozit rezinler, ormoserler, nanokompozitler, bulk-fill kompozit rezinler, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, iyon salımı yapabilen/antibakteriyel kompozit rezinler ve self adeziv kompozit rezinlerdir.

2.2.2.1. Siloran bazlı kompozit rezinler

Modern kompozitler oldukça iyi fiziksel dayanıklılık ve estetik göstermekle birlikte geliştirilmesi gereken temel özellik polimerizasyon büzülmesi miktarının azaltılmasıdır. Bunun için geliştirilen bir sistem yapısında siloksan ve oksiran barındıran, katyonik halka açılımı gösteren bir hibrid monomer sistemi olan siloran bazlı kompozit rezinlerdir. Siloran bazlı kompozit rezin daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesinin yanı sıra, mutajenik olmaması ve biyolojik sıvıları taklit eden likitlere karşı daha dayanıklı olması gibi olumlu özelliklere sahiptir(20). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla geliştirilen siloran

esaslı kompozit rezinlerin farklı polimerizasyon reaksiyonları vardır: oksiran ve siloksan moleküllerinin “halka açılımı” olarak adlandırılan bu reaksiyonunda polimerizasyon büzülmesi daha az olmaktadır(21).

Siloran bazlı kompozit rezinler; hidrofobik yapıda, biyouyumlu, iyi mekanik özellik gösteren, polimerizasyon derinliği 8,5-10 mm olan materyallerdir ve geleneksel metakrilat monomeri içeren kompozit rezinlere alternatif olarak piyasaya sunulmuştur(22).

Günümüzde siloran bazlı kompozit rezinler; renk seçeneklerinin az olması, kendilerine özel bir adeziv sistemle uygulanmaları, klinik kullanım alanlarının sınıf I ve II kavitelerin restorasyonu ile sınırlı olması gibi nedenlerden dolayı yaygın olarak kullanılmamaktadır (23).

2.2.2.2. Ormoserler

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla son yıllarda bazı üreticiler kompozit rezinlerin yapısına organik ve inorganik hibrit kopolimerler içeren ormoser (organik olarak modifiye edilmiş seramik) molekülünü ilave etmişlerdir. Ormoser molekülü oksijen ve silikadan oluşan siloksan ağına sahiptir. Oksijenler siloksan içerisinde organik gruplarla yer değiştirerek üç boyutlu kristalize bir yapı oluştururlar(24). Ormoserlerde geleneksel polimerlerden farklı olarak silisyum dioksit (SiO_2) üzerine inorganik iskelet inşa edilmiş ve bu iskelet üzerine de polimerize olan organik üniteler eklenmiştir. Çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matrisi ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Organik ve inorganik fazlar sol-jel yöntemiyle nano boyutta hazırlanmıştır(25).

Oldukça biyouyumlu materyaller olan ormoserler; düşük polimerizasyon büzülmesi göstermelerinin yanında, yüksek estetik ve manipülatif özelliklere sahiptirler. Bu özellikleri sayesinde geleneksel kompozit rezinlere göre önemli avantajlara sahiptirler. Ayrıca ormoserlerin aşınma direnci geleneksel kompozit rezinlerden yüksektir(26).

2.2.2.3. Nanokompozitler

Kompozit rezinler içerdikleri inorganik doldurucu büyüklüğüne göre; megafil, makrofil, midifil, minifil ve mikrofil kompozit rezinler olarak sınıflandırılmıştır. Daha sonraki yıllarda

ise kompozit rezinin yapısına değişik büyüklükte doldurucuların eklenmesiyle hibrit kompozit rezinler üretilmiştir. Ardından diş hekimliğinde nanoteknolojinin kullanılmasıyla nanopartikül içeren nanodoldurucular yapıya katılmış ve partikül boyutu 5-100 nm'ye kadar küçültülmüş nanokompozitler piyasaya sürülmüştür(27). Nanokompozitlerin üretilmesiyle, polimerizasyon büzülmesi miktarı azaltılmıştır(28). Güncel nanokompozit materyaller daha fazla estetik, sağlamlık ve direnç sağlamaktadır(29). Ancak hibrit kompozit rezinlere kıyasla nanokompozitler için daha yüksek su emilimi ve çözünürlük değerleri bulunmuştur, bu durum klinik performanslarını etkileyebilmektedir. Öte yandan, nano doldurucuların kompozit rezin malzemelere dahil edilmesi, nanokompozitlerin aşınma dirençlerinin artması ile sonuçlanmıştır(30).

2.2.2.4. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler; fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla yapısına fiber katılmış rezin bazlı materyallerdir. Bu materyaller temel olarak kompozit rezinlere benzer yapıya sahiptir ve kompozit rezinlerdeki gibi organik matris ve inorganik doldurucu fazdan oluşmaktadır. İnorganik doldurucu fazını, organik matris yapıya ilave edilen çeşitli boy, çap, yön ve yapıda yerleştirilen fiberler oluşturmaktadır(31). Fiberle güçlendirmenin amacı; hem yapısal olarak etkilenmiş diş internal olarak daha dayanıklı hale getirmek hem de kırıkların oluşmasını önlemektir(32).

Günümüzde fiber ilavesi, restoratif diş hekimliğinde tercih edilen etkili bir uygulama haline gelmiştir. İlk olarak 2013 yılında dentinin stres emici özelliklerini taklit etmek amacı ile kısa fiber takviyeli kompozit rezin (EverX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sunulmuştur. Bu materyal, vital ve non-vital dişleri restore etmek için yüksek stres taşıyan alanlarda kaide olarak kullanılmak üzere tasarlanmıştır(33). Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin geliştirilmesi, aşırı madde kaybı olan dişlerde klinisyenlerin estetik, diş dokularına mikromekanik olarak tutunabilen, metal içermeyen geçici ve daimi restorasyonları yapabilmelerine imkan sağlamıştır. Bunun yanı sıra; yapılması gereken işlem hasta başında tek seansta hızlı bir şekilde yapılabilmekte ve herhangi bir başarısızlık durumunda tamir edilmesi kolay olmaktadır(34). Ayrıca fiberler mekanik özelliklerinin iyi olması sayesinde restorasyonların daha ince hazırlanmasına imkan sağlamaktadır. Elastik modülünün dentine yakın olması sayesinde dişte yıkıcı hasar oluşturma olasılıkları düşük olmaktadır. Direkt uygulamalarda zaman kazandırır. Ayrıca hafif ve ekonomiktirler.

Ancak fiberle güçlendirme zaman alan, zor ve kimi zaman da estetik olmayan sonuçlar doğuran bir uygulamadır. Fiberle güçlendirilen materyaller nemli ağız ortamında uzun süre stabil kalamamakta ve mekanik özellikleri azalmaktadır(25).

2.2.2.5. İyon salımı yapabilen/antibakteriyel kompozit rezinler

Kompozit rezinlerin kullanımı, estetik olmaları, diş sert dokularına mikromekanik bağlanabilmeleri, gereksiz preparasyona gereksinim duyulmaması ve tek seansta direkt olarak tamamlanabilmesi nedeni ile giderek artmaktadır. Buna rağmen kompozit rezinler daha fazla biyofilm ve plak birikimine neden olduğundan marjin bölgelerinde asit üretimine bağlı olarak tekrarlayan çürüklere neden olabilmektedir(35). Tekrarlayan çürük miktarını azaltmanın yollarından biri restoratif materyal ile bitişik diş yapısında demineralizasyonu önlemek ve remineralizasyonu desteklemek amacıyla restoratif materyalin içerisine ilave koruyucu maddeler eklemektir(36). Doldurucu partikül olarak kalsiyum fosfat (CaP) içeren kompozit rezinlerin yüksek iyon salım özellikleri sayesinde diş sert dokularında remineralizasyonu teşvik ettiği ortaya konmuştur. Geleneksel CaP doldurucu partikül içeren kompozit rezinler, remineralizasyon etkinliklerine karşılık düşük mekanik özelliklere sahiptir. Bununla birlikte CaP salımının restorasyonların yapılmasını takip eden birkaç aylık süreçten sonra kesilmesi de büyük dezavantaj oluşturmaktadır. Bu materyallerin mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla 1-55 µm boyutlarında olan partiküller 100 nm boyutunda nano-parçacıklar (nCaP) haline getirilerek kompozit rezin yapısına eklenmiştir(37).

Rezin matriksine metal oksit nanoparçacıklarının eklenmesi de umut verici bir yaklaşım olmuştur. Metal oksitlerin antibakteriyel aktivitesi toplam temas yüzey alanına bağlı olduğundan, nanopartiküllü (1-100 nm) metal oksitlerin dahil edilmesi materyalin antibakteriyel özelliklerinin artmasını sağlamıştır. Benzer şekilde, gümüş nanopartiküller, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemeden antibakteriyel etkilerini artırır. Ancak gümüşün eklenmesi, estetik restorasyonlar için uygun olmayan kompozit rezinin renklenmesine neden olmaktadır ve kullanımını posterior dişlerdeki restorasyonlarla sınırlandırmaktadır(38). Kompozit rezine antibakteriyel özellik kazandırmak için yapılan bir diğer uygulama materyal yapısına florür eklenmesiyle florür salımı yapmasına olanak sağlamaktır.

Florür salımı yapabilen kompozit rezinler cam doldurucu partikülleri içerirler ve yüzeysel florür uygulamalarıyla yeniden florür yüklenme özelliğine sahiptirler. Bu materyallerden açığa çıkan florür iyonu seviyesi kompomer, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerlere göre daha düşüktür. Restorasyon yüzeyinin pH değerinin düşmesiyle iyon salımı yaparlar. Florür; kompozit rezinlere sodyum florür (NaF) veya stannöz florür (SnF₂) gibi florür bileşiklerinin eklenmesi, florür açığa çıkaran doldurucuların eklenmesi veya rezin matriksin içine florür katılması gibi farklı mekanizmalarla eklenmektedir. Florür salımı yapabilen kompozit rezinler florür içeren diğer materyallere göre daha iyi aşınma direncine sahiptir(26).

2.2.2.6. Self adeziv kompozit rezinler

Self adeziv kompozit rezinler, 2009 yılından bu yana kullanılmakta olup, düşük viskoziteli materyallerdir. Kullanıldığı yerler; küçük sınıf I kavite ve çürüksüz servikal lezyonların restorasyonudur(23).

Self adeziv kompozit rezinler, adeziv diş hekimliğinde son yeniliklerden birini oluşturmaktadır. Bu materyaller bir adeziv sistem uygulaması gerektirmeyen, all-in-one adeziv rezinlerdir. Diş yüzeyine bağlanma, mine ve dentini asitleyebilen asidik monomerler kullanılarak sağlanır. Böylelikle bağlayıcı ajan uygulaması ortadan kaldırılarak hastalar için işlem süreleri kısaltılabilmekte ve bağlayıcı ajanının uygulanması sırasındaki hatalardan kaynaklanabilecek olumsuz etkiler en aza indirilebilmektedir(39). Ancak self adeziv kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerle karşılaştırıldıklarında; yüzey pürüzlülüğü, su emilimi, genleşme ve parlaklık açısından başarılı sonuçlar elde edememektedirler(23).

2.2.2.7. Bulk-fill kompozit rezinler

Kompozitlerin kaviteye daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıkta uygulanabilmesini sağlamak amacıyla son yıllarda bulk-fill kompozit rezinler geliştirilmiştir. Yeni nesil bulk-fill kompozit rezinler gelişmiş translüsent yapılarından dolayı geleneksel kompozit rezinlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. Bu kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin artması, kaviteye daha büyük kütleler hâlinde yerleştirilebilmelerine olanak sağlamaktadır. Ayrıca bulk-fill kompozit rezinler geleneksel

kompozit rezinlere göre daha düşük viskoziteye sahipken, akışkan kompozit rezinler ile kıyaslandığında ise daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler(40).

Tek bir tabaka olarak 4-5 mm kalınlığında yerleştirildiğinde, kontrollü polimerizasyon büzülmesi ve kabul edilebilir polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen bulk-fill kompozit rezinler, firmalar tarafından geniş bir ürün yelpazesıyla klinisyenlerin tercihinine sunulmuştur. Ortak noktaları firmalar tarafından iddia edilen polimerizasyon derinliklerinin 4-5 mm olması olan bu kompozit rezinler; bunun dışında viskozitelerinden, kullanım alanlarına, foto başlatıcı sistemlerinden, monomer kimyalarına kadar birçok farklılık gösterirler(41).

Viskozitelerine göre; akışkan (flowable) ve yüksek viskoziteli (non-flowable) olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Akışkan bulk-fill kompozit rezinler “örtüleme” (capping) denilen restoratif prosedürü gerektirmektedir ve üretici firmalar da bu aşamayı tavsiye etmektedir. Akışkan bulk-fill kompozit rezinlerin düşük yüzey sertliği ve yüksek su emilimi göstermelerinden dolayı, üstlerinin 2 mm kalınlığında akışkan olmayan geleneksel bir kompozit rezin ile örtülmesi capping prosedürü olarak tanımlanmaktadır. Bulk-fill kompozit rezinlerin bazıları tek başına restoratif materyal olarak kullanılabilirken, bazıları ise en üst yüzeylerine yaklaşık 1-2 mm kalınlığında örtüleme yapmayı gerektirirler(41).

2.2.2.7.1. Bulk-fill kompozit rezinlerin bileşimine ilişkin özellikler

Bulk-fill kompozit rezinlerin kimyasal yapıları temelde geleneksel kompozit rezinlere benzerlik göstermektedir. Kompozit rezinler organik faz (polimer matriks), inorganik faz (doldurucu faz) ve bağlayıcı faz (ara faz) olarak adlandırılan üç fazdan oluşur. Bulk-fill kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinler ile benzer doldurucu içerseler de bazı üreticiler polimer matriks içerisindeki Bisfenol A Diglisidil Metakrilat (Bis-GMA)'ı kullanmaktan vazgeçmişler ve diğer dimetakrilatlardan oluşan bir organik matriks tercih etmeye başlamışlardır. Bu durum rezin matriks içerisindeki Üretan Dimetakrilat (UDMA), Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) ve Etoksile Bisfenol A Dimetakrilat (EBPDMA)'ın Bis-GMA'ya göre daha esnek bir polimer yapı oluşturmalarını ve daha az viskoz olmasını sağlamıştır. Ayrıca Bis-GMA; EBPDMA'ya göre daha fazla hidrofilik olduğu ve su emerek bozulma riski taşıması nedeniyle bulk-fill kompozit rezinlerde EBPDMA'nın kullanılması renk değişikliği riskini azaltmaktadır(40).

Monomer kimyası ile ilgili araştırmalar, dilüe edici monomer kullanma gereksinimini yok eden veya azaltan, ortalama viskoziteye sahip yeni dimetakrilatları geliştirmek üzerine yoğunlaşmış ve bu alandaki önemli ilerlemeler ise, Bis-GMA'nın düşük viskoziteli yapısal analogunun alternatif olarak kullanımı ve UDMA'nın tanıtımı ile ortaya çıkmıştır. Bulk-fill kompozit rezinler üretilirken Bis-GMA/TEGDMA karışımına alternatif modifiye monomerik karışımlar kullanılmış, bazı ürünlerde organik yapıya hiç Bis-GMA monomeri eklenmemiştir. İddia edilen tabakalama derinliğinde azalması beklenen polimerizasyon dönüşüm derecelerini telafi etmek adına Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerden farklı olarak, daha yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanılmıştır. Bu yaklaşım, bulk-fill kompozit rezinlerin ilk üyesi olan Surefil SDR flow (Smart Dentin Replacement, Shrinkage Decreased Resin, Dentsply, New York City, ABD) materyalini üreten Dentsply firması tarafından “yüksek molekül ağırlıklı üretan bazlı metakrilat rezin içerisinde polimerizasyon modülatörü” kullanarak dönüşüm derecesi azalmadan jelasyon noktasını geciktirmek ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kullanılmıştır(41).

SDR (Dentsply, New York City, ABD) ve Venüs Bulk-fill (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kompozit rezinlerinde, Bis-GMA tamamen UDMA, TEGDMA ve EBPDMA gibi daha fleksibl polimerler oluşturan, daha az viskoz dimetakrilatlarla değiştirilmiştir. Yüksek UDMA içerikli bu matriks tipi düşük viskozite sergiler, Bis-GMA ve TEGDMA'ya kıyasla yüksek su emilimi gösterir. Bu durumu kompanse etmek için de EBPDMA gibi Bis-GMA'dan daha hidrofobik monomerler yapıya katılır. Kavitenin merkezinin akışkan bulk-fill kompozit rezinle doldurulması ve üzerine akışkan olmayan geleneksel kompozit rezinle örtüleme yapılmasının sebebi, yüzey özelliklerini geliştirmek ve söz konusu su emilimini minimize etmektir(41).

2.2.2.7.2. Bulk-fill kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Genel olarak bulk-fill kompozit rezinler viskozitelerine göre 2 grupta sınıflandırılabilir:

- Akışkan (Flowable-Base-Kaide) Bulk-fill Kompozit Rezinler
- Yüksek Viskoziteli (Non-flowable-Full Body-Tam Gövdeli) Bulk-fill Kompozit Rezinler

2.2.2.7.2.1. Akışkan (flowable-base-kaide) bulk-fill kompozit rezinler

Genellikle düşük viskoziteye sahiptirler ve erişimin zor olduğu kavitelere, restoratif materyali yerleştirmede ve adapte etmede küçük delikli enjektörler kullanılmasına olanak vermektedirler. Genellikle, bu kompozit rezinler düşük doldurucu oranına sahip olduklarından düşük aşınma direncine sahiptirler. Bundan dolayı da geleneksel kompozit rezinlerle örtüleme (son tabakanın geleneksel kompozit rezin ile bitirilmesi) yapılması önerilmektedir. Bu kaide materyaller akışkan bulk-fill kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadırlar.

Bulk-fill kompozit rezinler polimerizasyon şekillerine göre ışıqla polimerize olan (light-cure) veya dual polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir. Geleneksel kompozit rezinlere (maksimum 2 mm) göre daha derin tabakalamayla (3 mm +) yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır(42).

Tam gövde bulk-fill kompozit rezinler tek gerçek bulk-fill tipi olarak kabul edilebilir, çünkü tüm restorasyon herhangi bir kapaklama gerektirmeden aynı anda yerleştirilebilir. Bu malzemeler genellikle daha yüksek doldurucu oranına sahiptir ve bu da onları oldukça viskoz hale getirir; bu nedenle, bu malzemeler genellikle macun benzeri bulk-fill kompozit rezinler olarak adlandırılır. Daha yüksek doldurucu içeriği, yüzeyin aşınmaya daha dirençli olmasını sağlar ve viskoz kıvamından dolayı yüzey şekillendirilebilir(43).

Genel olarak, düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlere kıyasla polimerizasyon verimliliği açısından daha iyi performans göstermektedir. Polimerizasyon derinliğini artırabilmek için materyalin ışık geçirgenliği doldurucu miktarının azaltılması ile artırılmaya çalışılmıştır. Ancak azaltılmış doldurucu miktarının, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla materyalin mekanik özelliklerini zayıflatabileceği belirtilmiştir(44).

2.2.2.7.2.2. Yüksek viskoziteli (non-flowable-full body-tam gövdeli) bulk-fill kompozit rezinler

Herhangi bir örtüleme gerektirmeden tek kütle halinde kaviteye yerleştirilebilen kompozit rezinlerdir. Yüksek doldurucu oranına sahip olduklarından yüzey aşınma direnci yüksektir ve yüzeyleri serttir. Bu grupta bir istisna, SonicFill (Kerr, Kaliforniya, ABD) olup, sonik

titreşim sayesinde kompozit rezinin viskozitesini azaltarak kaviteye uygulanmasını sağlayan hava tahrikli bir el aleti ile birlikte kullanılmaktadır(45).

2.2.2.7.3. Endikasyonları–kontrendikasyonları

Bulk-fill kompozit rezinler daha az teknik hassasiyet gerektirir ve daha kısa sürede diş renginde restorasyonlar yapmak için kullanılabilir. Posterior dişlerdeki geniş kavitelerin restorasyonunda kullanılması diş üzerinde daha az polimerizasyon stresi oluşturur. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlerin altına stres kırıcı kavite taban maddesi olarak etkin bir şekilde kullanılabilirler. Tedavi süresinin kısa tutulduğu çocuk ve endişeli hastalarda kullanımı kolaydır(40).

Bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinlikleri, yarı saydamlılıklarındaki artış sayesinde geleneksel kompozit rezinlerden oldukça fazladır. Akışkan “kaide” bulk-fill kompozit rezinleri, özellikle daha az erişilebilir kavite konfigürasyonlarında daha iyi akışkanlık sayesinde daha yüksek bir adaptasyon potansiyeli istendiğinde, 4 mm'den daha derin ve dar kavitelere kullanılabilir(43).

Bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini artırmak için doldurucu oranı düşürülmüştür. Akışkan bulk-fill kompozit rezinler düşük oranda doldurucu içermeleri sebebiyle daha düşük mekanik özellikler gösterirler. Bu nedenle yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanımları sınırlı olmaktadır. Bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini arttırmak için yapılan bir diğer uygulama materyalin translüsensi özelliğinin artırılmasıdır. Translüsensi artışı bulk-fill kompozit rezinlerin estetiğin önemli olduğu anterior bölge dişlerinin restorasyonunda kullanımını sınırlandırmaktadır(46).

2.2.2.7.4. Avantajları–dezavantajları

Kompozit rezin restoratif materyaller, gelişmiş estetik dahil olmak üzere dental amalgama göre bir dizi avantaja sahiptir. Koruyucu bir kavite hazırlığına izin verir ve uyumlu bir bağlayıcı sistem ile dişe uygulanır. Bununla birlikte dişin uygun şekilde izole edilmesi gereklidir. Kompozit rezinin tabakalar halinde uygulanması, malzemenin tam polimerizasyonuna izin veren ışık penetrasyonunu iyileştirir ve diş üzerindeki genel polimerizasyon büzülme streslerini azaltır. Bununla birlikte, bu teknik zaman alabilir ve restorasyon boşluklarının ortaya çıkmasına neden olabilir. Etkili bir şekilde

gerçekleştirilmezse, polimerize olmuş veya kısmen polimerize olmuş kompozit rezin alanları tabanda veya her tabakanın arasında kalmış olabilir. Bu, dayanıklılıkta azalmaya yol açabilir, restorasyonun yeterli sızdırmazlığını engelleyebilir veya post operatif hassasiyete ve restorasyonun erken dönemde başarısız olmasına neden olabilir. Yerleştirme için geçen süre ve amalgam ile karşılaştırıldığında işlem sonrası duyarlılığın artmış insidansı amalgamın aşamalı olarak kullanımının kaldırılmasının önündeki başlıca potansiyel engellerdir(42).

Bulk-fill kaide kompozit rezinlerin, geleneksel akışkan kompozit rezinlere kıyasla nispeten düşük kırılma dayanımına ve aşınma direncine sahip olduğu değerlendirilmiştir(47). Bu nedenle, üreticiler, bulk-fill kaide kompozit rezinlerinin geleneksel bir kompozit rezin ile kapatılmasını önermektedir. Ek olarak, yazarlar, komşu dişe karşı aşınma riskinden dolayı açık temas noktasıyla sonuçlanabilen bulk-fill kaide kompozit rezinler kullanıldığında oklüzal temas noktalarının yanı sıra proksimal yüzeylerin de geleneksel bir kompozit rezin ile restore edilmesini önermektedir. Bulk-fill kompozit rezin veya geleneksel kompozit rezin ile restore edilen endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direncinin benzer olduğu bulunmuştur(42).

Son yıllarda üreticiler, bazı dezavantajların üstesinden gelmek ve restorasyonların tek kütle şeklinde yerleştirilmesine imkan sağlamak için materyallerde aşağıdaki değişiklikleri yapmışlardır:

- Daha düşük doldurucu içeriğine sahip akışkan malzemelerin kullanımı;
- Derinlemesine ışık iletimini iyileştirmek için doldurucu türünde değişiklikler;
- Daha verimli foto-başlatıcıların kullanılması;
- Polimerizasyon sırasında stresin azalmasına izin vermek için monomer sistemde yapılan değişiklikler(48).

Bulk-fill kompozit rezinler ile ilgili göz ardı edilemeyecek önemli bir sorun da materyalin artmış hacmine bağlı polimerizasyon reaksiyonu esnasında meydana gelen artmış ısıdır(48).

Bazı çalışmalar(49, 50) bulk-fill kompozit rezinlerde sıcaklık artışının geleneksel kompozit rezinin kullanıldığı kontrol gruplarına kıyasla daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Materyalin ışık geçirgenliğinin artırılarak polimerizasyon derinliğinin artırıldığı görülmüştür. Bu translüsensi bazı estetik kaygılar oluşturduğu için bulk-fill kompozit rezinler anterior bölgede tercih edilemese de posterior dişlerin restorasyonunda hekime kolaylık sağlamak ve zaman kazandırmaktadır. Ayrıca tabakalama tekniğinin zorluğu ve zaman kaybı bulk-fill kompozit rezinler sayesinde ortadan kaldırılabilir. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler akışkan bulk-fill kompozit rezinlere göre yüksek mekanik özellik göstermesi ve örtüleme işlemine gerek duyulmaması sayesinde hekim açısından uygulaması kolay ve zaman kazandıracak bir materyal olarak nitelendirilebilir(45).

Birbirinden farklı içerikleri ve polimerizasyon kinetikleri olan bu kompozit rezinler; uç özellikler gösteren markalar ayrı tutulursa azalmış polimerizasyon büzülme stresi, iyi bir marjinal adaptasyon, azalmış tüberkül sapması, düşük elastik modülü, daha potent başlatıcı sistemler, yüksek translüsensi, düşük polimerizasyon hızı göstermektedirler. Bir bulk-fill kompozit rezinin aynı anda; düşük doldurucu oranına sahipken düşük polimerizasyon stresi değerleri göstermesi; düşük elastik modülüne sahipken iyi mekanik özellikler sergilemesi; polimerizasyon derinliği artmışken daha fazla ışığı geçirebilmesi ve derin tabakada polimerize olabilmesi firmalar tarafından, kimyaları değiştirilerek sağlanmaya çalışılmaktadır. Ancak uygun kompozit rezin karışımı bulunana kadar firmalar çeşitli özelliklerden fedakarlık etmek durumunda kalmıştır(41). Bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliklerinin artırılması için doldurucu oranının azaltılmasıyla materyalin yüksek stres taşıyan bölgelerde yeterli mekanik özellik göstermesi özelliğinden ve aynı amaçla materyalin translüsensi özelliğinin artırılmasıyla da estetik özelliğinden fedakarlık etmek durumunda kalmıştır(46).

Bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere alternatif olup olamayacağı hakkında değişik görüşler vardır. Dentine (12-20 GPa [Giga Paskal]) daha yakın değerler sergileyen hibrit kompozit rezin (15.5 GPa) yerine, düşük elastik modülüne sahip olan bulk-fill kompozit rezinleri (yüksek viskoziteli olanlar ~8 GPa, akışkan olanlar ~4 GPa) kullanarak dişteki kayıp dokunun tamamının veya tamamına yakınının restore edilmesi sorgulanmaktadır. Bu materyallerin stresin azalacağı kadar düşük ancak oklüzal kuvvetleri karşılayabileceği kadar yüksek elastik modülüne sahip olması zor olduğundan ve yapılan çalışmalarda, bir mikro veya nanohibrit kompozit rezinden ziyade akışkan kompozit rezinlerle karşılaştırılabilecek özellikler sergilediklerinden, bu materyal sınıfının, yüksek

oklüzal kuvvetlere maruz kalan alanlarda kullanımı sorgulanmaktadır(41). Engelhardt ve arkadaşları(47) akışkan bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel akışkan kompozit rezinlere göre daha düşük kırılma ve aşınma direncine sahip olduğunu saptamışlardır. Prince ve arkadaşları(51) yaptıkları çalışmalarında bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere göre düşük mekanik özellik gösterdiğini belirlemişlerdir. Ancak, unutulmamalıdır ki zaten akışkan bulk-fill kompozit rezinleri üreten firmalar bu sorunları (düşük sertlik, yüksek su emilimi) örtüleme prosedürüyle ortadan kaldırmayı önermektedir. Ayrıca tüm bu tartışmalı özelliklerine rağmen, bu kompozit rezinlerin kullanımını teşvik eden çok sayıda çalışma da mevcuttur(41).

Bulk-fill kompozit rezinlerin en büyük avantajı 4-6 mm kalınlıkta, bulk (tek kütle) halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde klinik çalışma süresinin kısalması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Diğer avantajları ise, hekime uygulama kolaylığı sağlaması, kompozit rezin tabakasının adaptasyonunun daha iyi sağlanarak tabakalar arasında boşluk oluşmaması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması; radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmasıdır(40).

2.2.2.7.5. Materyal özellikleri

2.2.2.7.5.1. Polimerizasyon derinliği

Belirli bir malzeme için elde edilen gerçek polimerizasyon derinliği, gölge ve yarı saydamlığa göre değişebilir; daha fazla opaklığa sahip daha koyu tonlar, daha açık ve yarı saydam tonlara kıyasla daha sık bir polimerizasyon derinliğine sahiptir. Piyasadaki bulk-fill malzemelerinin çoğu, bazıları dual-cure olmasına rağmen, tamamen ışıkla polimerize edilenlerdir. Üreticiler aşağıdakiler dahil çeşitli yöntemlerle polimerizasyon derinliğini artırmaya çalışmışlardır:

- Doldurucu içeriğinin azaltılması
- Artan doldurucu partikül boyutu
- Ek foto-başlatıcıların kullanımı(42)

Kompozit rezin içerisindeki doldurucu içeriğinin azaltılması ve doldurucu partikül boyutunun artırılması, rezin-doldurucu arayüzündeki saçılma miktarını azaltır ve foto-

başlatıcıyı etkinleştirebilen emilen ışık miktarını artırır. Bazı üretici firmalar kompozit rezin yapısına birden fazla foto-başlatıcı ekleyerek polimerizasyon derinliğini artırmaya çalışmıştır. Ancak bu değişikliklere rağmen ışıkla polimerize olan bulk-fill kompozit rezinlerin çoğu hala 4–5 mm'lik tabakalar halinde kullanılabilmektedir(42).

Yapılan bir *in-vitro* çalışma, mevcut kaide bulk-fill kompozit rezinlerin bazılarının, üretici tarafından iddia edilenlere göre önemli ölçüde daha düşük polimerizasyon derinliklerine sahip olduğunu tespit etmiştir(52). Bununla birlikte, son çalışmaların çoğu; üreticinin, optimum polimerizasyon koşulları ile kompozit rezinin artan derinliklerde yeterli bir polimerizasyona ulaşabileceği iddiasını desteklemektedir(53, 54, 55).

Dual polimerize olan kompozit rezin materyallerin ortaya çıkışı, restorasyonların istenen özelliklerini korurken, polimerizasyon derinliği konusundaki endişeleri ortadan kaldırdığı için heyecan verici bir yeniliktir. Genel olarak bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezin kontrol gruplarına benzer hacimsel büzülmeyle sahip olduğu gösterilmiştir. Bu da bu materyalleri kullanmanın genel bir faydası olmadığını gösterebilir(42). Bununla birlikte, büzülme stresine özel olarak bakıldığında, yapılan *in-vitro* çalışmalar, bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere göre daha az büzülme stresi sergilediğini göstermiştir(55).

Genel olarak, kaide bulk-fill kompozit rezinleri, tam gövdeli bulk-fill kompozit rezinlerinden daha yüksek bir polimerizasyon derinliğine ulaşıyor gibi görünmektedir. Literatürde bulk-fill kompozit rezinler için bildirilen polimerizasyon derinliği; 0.2 ila 9.45 mm arasında değişmektedir. Yapılan çalışmalarda polimerizasyon derinliğinde; kalıp materyalinin şeffaflığının belirleyici olduğu bulunmuştur. Ara şeffaflığa sahip kalıplar (teflon kalıp veya diş) polimerizasyon derinliğini, şeffaf olmayan metal ve silikon kalıplara kıyasla önemli ölçüde (yaklaşık 1.1 mm) artırmıştır ($p < 0.05$). Bununla birlikte, yüksek derecede saydam kalıplar (polimetilmetakrilat [PMMA] kalıp veya kalıp olmaması) kullanılması hem düşük hem de orta derecede saydam kalıplarla karşılaştırıldığında önemli farklılıklara neden olmamıştır. Bulk-fill kompozit rezinler, artan polimerizasyon derinlikleri açısından geleneksel kompozit rezinlerden farklılık göstermektedir. Bu bilgi, esas olarak yarı saydamlıktaki artış ile açıklanabilir(43).

Spesifik polimerizasyon modölatörleri kullanılarak, yarı saydamlığı iyileştirilerek veya daha güçlü foto-başlatıcı sistemler kullanılarak yeterli bir polimerizasyon derinliği elde edilebilmektedir(44).

2.2.2.7.5.2. Marjinal adaptasyon ve büzülme stresi

Marjinal boşluk oluşumuna ve adaptasyonuna bakıldığında çalışmaların sonuçları kesin değildir. Bazıları, geleneksel kompozit rezin ile bulk-fill kompozit rezin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir(56). Ancak yapılan bir çalışma, geleneksel tabakalamaya kıyasla bulk-fill kompozit rezinlerin kullanılmasıyla marjinal uyumda bir iyileşme olduğunu öne sürmektedir(57). Başka bir çalışmada ise, daha yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin daha fazla marjinal boşluk oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir(58). Yüksek viskoziteli materyallerle bu sorunun üstesinden gelmenin bir yöntemi, bunları yerleştirmeden önce ısıtmak ve / veya boşluğun tabanını kapatmak için düşük viskoziteli bir kompozit rezin kullanmaktır. Dual polimerize olan bulk-fill kompozit rezinler de polimerizasyon sonrası kabul edilebilir marjinal adaptasyon göstermiştir(59). Genel olarak, kanıtlar bu yeni materyallerin marjinal adaptasyonu konusunda güven vericidir(42).

Büzülme stresi; kavitenin konfigürasyonu, boyutu ve uyumu gibi diş ile ilişkili çeşitli değişkenlerden etkilenmektedir. Büzülme stresini etkileyen en önemli faktörler; kompozit rezinlerin hacimsel büzülmesi ve elastik modülüdür. Bununla birlikte, bu özellikler genellikle birbirleriyle ters orantılıdır ve büyük ölçüde doldurucu yüküne bağlıdır. Daha yüksek doldurucu yükleri nedeniyle, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler, düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlere göre daha az hacimsel büzülme sergilemektedir ancak daha yüksek elastik modülüne sahiptirler(43).

2.2.2.7.6. Güncel bulk-fill kompozit rezinler

2.2.2.7.6.1. Sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit rezin

Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinin viskozitesini azaltmak amacıyla sonik titreşim aktivasyonu ile uygulanan materyal (SonicFill 2, Kerr, Kaliforniya, ABD) piyasaya sunulmuştur. Üreticiler; bu materyalin, yerleştirme esnasında viskozitesini azaltmak amacıyla özel olarak tasarlanmış bir el aleti tarafından üretilen sonik enerjiyle birlikte

kullanımının, yüksek oranda doldurucu içeren kompozit rezinin kaviteye adaptasyonunu artıracaklarını belirtmektedir. Sonik titreşimlerden kaynaklanan akışkan özellik, materyalin kavite duvarlarına yakın bir şekilde adapte olmasını sağlayabilmektedir(42). Kavite duvarlarına adaptasyonun iyileştirilmesinin yanı sıra materyalin sonik titreşimle aktive edilmesiyle birlikte fiziksel özelliklerde de olumlu gelişmeler olduğu söylenebilir. Yapılan bir çalışmada sonik titreşimle aktive edilen bir bulk-fill kompozit rezin, bir bulk-fill kompozit rezin ve bir universal posterior kompozit rezin ile eğme ve basma dayanımı açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda sonik titreşimle aktive edilen bulk-fill kompozit rezinin en yüksek eğme ve basma dayanımı değerleri gösterdiği rapor edilmiştir(60).

2.2.2.7.6.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin

Son zamanlarda, yüksek uzunluk-çap oranına sahip (1–2 mm uzunluk, 17 µm çap) cam fiberler içeren bir bulk-fill kompozit rezin piyasaya sürülmüştür (EverX Posterior, GC, Tokyo, Japonya). Materyalin rezin matrisi, yarı-iç içe geçen bir polimer ağı oluşturan BisGMA, TEGDMA ve PMMA tarafından oluşturulmaktadır. Cam fiberler, materyalin polisajlanabilirliğini bozduğundan dolayı alt yapı materyali olarak kullanılır ve en üst tabakanın geleneksel bir kompozit rezin tabakası ile örtülmesi zorunludur. Genel olarak materyalin kırılma dayanımı; yalnızca partikül içeren kompozit rezinlerden farklı görünmemektedir. Bu materyal ile restore edilen dişlerin yorulma dayanımı da geleneksel kompozit rezinden farklı değildir(61).

2.2.3. Cam iyonomer restoratif materyaller

2.2.3.1. Cam iyonomerlerin tarihçesi

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. İlk ticari cam iyonomer De Trey Company tarafından yapılmıştır ve İngiltere'de Amalgamated Dental Co. ve Amerika Birleşik Devletleri'nde Caulk tarafından piyasaya sürülmüştür, Alümino silikat poliakrilat (ASPA) olarak bilinmektedir. Toz, silikatınkine benzer, ancak sıvı ile reaktivitesini artıran daha yüksek bir alüminosilikat oranına sahip, asitte çözünür bir kalsiyum floroalüminosilikat camdır. Parçacık boyutu üretici firmaya göre

değişmektedir ancak boyutlar; genel olarak yapıştırıcı formları için 20 mikrondan restoratif formları için 50 mikrona kadar değişmektedir(62).

Daha sonra 1983 yılında Simmons tarafından tanıtılan Miracle Mix'te (gümüş alaşım katkılı cam iyonomer siman); gümüş alaşım tozu, cam iyonomer tozu ile 1:6 oranında karıştırılmakta ve cam iyonomer sıvısı ile karıştırılmaktadır. Bu işlem; basma dayanımını, çekme dayanımını ve aşınma direncini bir dereceye kadar artırmaktadır(62).

1985 yılında ise McLean ve arkadaşları tarafından sandviç tekniği tanımlanmıştır. Bu teknik sayesinde hem cam iyonomer simanların hem de kompozit rezinlerin avantajlarından yararlanılmaktadır; cam iyonomer simanların antikaryojenik özelliğinden, kimyasal adezyonundan, florür salımından, azaltılmış mikrosızıntı özelliklerinden ve remineralizasyon potansiyelinden; kompozit rezinlerin mineye bağlanmasından, düşük çözünürlüğünden, dayanıklılığından ve estetik üstünlüğünden yararlanılmaktadır(62).

Kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan stresleri elimine etmek için önerilen yollardan bir tanesi polimerizasyonun erken evrelerinde elastik deformasyonu fazla bir materyalin kullanılmasıdır. Bu nedenle kompozit rezinin hacminin bir kısmının cam iyonomer ile yer değiştirdiği sandviç restorasyonlar sınıf I ve sınıf II kavitelere marjinal adaptasyonun geliştirilmesi amacıyla önerilen tekniklerden birisidir. Sandviç tekniğinin; çoğunlukla kompozit rezin ile restore edilmesi düşünülen orta veya daha büyük boyutlardaki kavitelere kullanılması önerilmektedir. Bu teknik açık sandviç tekniği, kapalı sandviç tekniği ve santrapedal sandviç tekniği olarak sınıflandırılabilir(63).

Kapalı sandviç tekniğinde cam iyonomer siman açığa çıkmış tüm dentini örtecek şekilde yerleştirilip kompozit rezinle restorasyon tamamlanmaktadır. Restorasyonda cam iyonomer siman tamamen kompozit rezinle örtülmüştür(63). Bu teknik esas olarak orta veya büyük boyutlardaki kavitelere, kavite derinliğinin fazla olması sebebiyle yapılacak olan kompozit rezin restorasyonun pulpayı zarar vermesini önlemek için koruyucu bir bariyer olarak cam iyonomer simanın kullanılması amacıyla uygulanmaktadır.

Açık sandviç tekniğinde ise cam iyonomer siman restorasyonun dış yüzeyinin bir kısmını oluşturmaktadır. Kavitenin aproksimal kısmı cam iyonomer siman ile restore edilmekte, siman gingival kenar boyunca aproksimalde yaklaşık kontak alanına kadar ya da oklüzal

duvar hizasına kadar yerleştirilmektedir. Kavitenin oklüzal kısmı ise kompozit rezin ile tamamlanır. Oklüzal kısımda kaide şeklinde cam iyonomer siman bırakılabilmektedir, ancak kontağın kompozit rezin ile oluşturulmasının daha güvenli olacağı bildirilmektedir(63). Açık sandviç tekniği özellikle izolasyonun tam olarak sağlanamadığı kavitelerin restorasyonunda kullanılmaktadır. İzolasyonun tam olarak sağlanamadığı gingival bölgede kontak noktasının altındaki kısmın restorasyonunda geleneksel bir cam iyonomer siman kullanılmakta ve kavitenin geri kalan kısmı kompozit rezin materyal ile restore edilmektedir.

Santrapedal sandviç tekniği ise kapalı sandviç tekniği esasına dayanmaktadır. İlk önce aproksimal duvar, ince bir tabaka kompozit rezin ile oluşturulur. Daha sonra kavite oklüzalde kompozit rezin materyale en az 1,5 mm yer kalacak şekilde cam iyonomer siman ile restore edilir. Böylelikle hem estetik hem de cam iyonomer simanı aşınma ve çözünmeye karşı koruyabilecek bir restorasyon yapılmış olmaktadır(63).

1987 yılında Mclean ve Gasser tarafından tanıtılan sermet siman ise ince metal tozu ve cam iyonomer tozundan yapılan sıkıştırılmış peletlerin 800°C sıcaklıkta sinterlenmesiyle üretilmektedir(62).

1996 yılında Jo Frencken tarafından Güney Afrika'da tanıtılan atravmatik restoratif tedavi (ART) ise elektriği olmayan yerlerde ve gelişmiş dental ekipman yardımı olmadan restoratif tedavilere izin vermektedir. Bu teknikle birlikte cam iyonomer simanların kullanımı artmıştır(62).

2.2.3.2. Cam iyonomerlerin sınıflandırılması

Cam iyonomer simanlar klinik uygulama şekillerine ve kimyasal içeriklerine göre sınıflandırılabilmektedir.

Klinik uygulama şekillerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- Tip 1: Kron, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar
- Tip 2: Restoratif simanlar
- Tip 3: Kaide materyali, pit ve fissür örtücü olarak kullanılan simanlar
- Tip 4: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

İçeriklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
- Hibrit cam iyonomer simanlar
 - Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
 - Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
- Giomerler
- Nano-iyonomerler
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)(64, 65)

2.2.3.2.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)

Toz ve likitten oluşmaktadırlar. Cam partikülünün üç temel bileşeni: alüminyum, silisyum ve kalsiyumdur. Alüminyum oksit ve silisyum dioksit camın iskeletini oluşturmaktadır. Üç boyutlu silikat yapısı ile tetrahedral bir yapıya sahiptir. Genel olarak çinko oksit ve stronsiyum oksit; kalsiyum oksitin yerini almaktadır. Rezervuar olarak görev yapması amacıyla florür eklenmiştir(66).

CİS'lerin sertliğini, direncini ve antimikrobiyal etkilerini artırmak amacıyla biyoaktif cam partikülleri, metal partikülleri, hidroksiapatit ve fiber ilavesi düşünülmüştür. Araştırmacılar, CİS'lere amalgam ekleyerek fiziksel özelliklerini güçlendirmeye çalışmışlar ancak materyalin renginde griye yatkınlığı artırdığını ve materyalin daha kırılgan bir hal aldığını gözlemlemişlerdir. Mekanik ve fiziksel özelliklerinin güçlenmesiyle posterior dişlerde kullanılabilen 'Sermet' (Seramik/metal) simanların geleneksel cam iyonomer simanlar kadar dayanıklılık göstermediği ve florür salımı yapmadığı bildirilmiştir(67).

2.2.3.2.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)

GCİS'lerin mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla, hidrofilik monomerler ve hidroksi etil metakrilat (HEMA) gibi polimerler içeren rezinle modifiye edilmiş CİS üretilmiştir. İçeriğindeki cam partiküller ve rezin faz arasındaki kimyasal bağlanma, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek çekme ve bükülme dayanımına sahip olmalarına imkan tanımaktadır. RMCİS'ler asit- baz reaksiyonuyla birlikte gerçekleşen foto kimyasal bir polimerizasyon mekanizmasına sahiptirler(67).

Polimerizasyon, firma talimatlarına uygun olarak yapılırsa da artık monomer (HEMA) salımı olabilmektedir. Artık monomer salımı pulpayı; pulpa hassasiyeti ve pulpa enflamasyonu gibi çeşitli derecelerde olumsuz yönde etkileyebilmektedir, kontakt dermatite ve alerjik reaksiyonlara sebep olabilmektedir. Sonuç olarak, içerdiği HEMA'ya bağlı olarak RMCİS'in biyouyumluluğu geleneksel cam iyonomer simanlardan daha düşüktür(66).

2.2.3.2.3. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler)

Kompomerler, geleneksel cam iyonomer simanlarda bulunan iyon salımı yapabilme özelliğine sahip cam benzeri doldurucular ve iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler içermektedir. Ek olarak, pigmentler, reaksiyon başlatıcılar ve stabilizatörler yer almaktadır. İçeriğinde cam iyonomer siman %20-30 oranında, kompozit rezin %70-80 oranında bulunmaktadır. Florür %13 oranında bulunur ve florür salımları oldukça düşüktür(66).

Kompozit rezinlere yakın estetik ve fiziksel özellikleri, ışıkla polimerize olmaları ve kolay uygulanabilmeleri kompomerlerin klinik uygulamalarda tercih edilme sebebidir(67).

2.2.3.2.4. Geliştirilmiş cam iyonomer simanlar

2.2.3.2.4.1. Cam karbomerler

Geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında cam karbomerler, biyoaktiviteye sahip olan cam iyonomer tipinde yeni bir ticari malzemedir. Cam karbomer aslında bir marka adıdır ve malzeme bir tür cam iyonomerdir. Sulu bir polimerik asit ile iyon salımı yapabilen bir cam arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşmekte ancak genellikle cam-iyonomer formülasyonlarına dahil edilmeyen maddeler de içermektedir(68).

Bu bileşenler aşağıdaki gibidir:

- Parçacıkların yüzey tabakalarının kalsiyum içinde büyük ölçüde çözünmesi için güçlü asitle yıkanmış bir cam tozu (Böylelikle kalsiyum iyonları çoğu parçacığın içinde çekirdeğe doğru uzanır).
- Hidroksil gruplarını içeren, genellikle doğrusal yapıya sahip bir polidimetilsiloksan içeren silikon yağı (Simanın diğer bileşenleri ile hidrojen bağları oluşturmaya izin verir, böylece sertleştikten sonra siman içinde bağlı kalır).

- İkincil doldurucu madde olarak da biyoaktif bir bileşen (Katı hal Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) spektroskopisi, bu doldurucu materyalin aslında hidroksiapatit olduğunu(69) ve daha önce konvansiyonel olarak gözlemlendiği gibi cam iyonomer fissür sealant ile ara yüzde mine benzeri materyalin oluşumunu teşvik etmek için dahil edildiğini göstermiştir(68)).

Malzeme karıştırıldıktan sonra, sertleşme reaksiyonu en az 20 saniye boyunca reflektör ışığı altında bekletilerek hızlandırılır. Bu, foto-polimerizasyonu teşvik etmek değildir, çünkü reflektörler ısı vermektedir. Bu, simanın sıcaklığını artırarak makul bir sürede sertleşmesine neden olur. Cam karbomerler, geleneksel cam iyonomerlere kıyasla yüksek oranlarda cam ve ayrıca hidroksiapatit doldurucu içerir, bu nedenle sertleşmiş cam karbomer çok kırılğan olur. Bunun üstesinden gelmek için silikon yağı eklenir. Silikon yağı; materyali sertleştirir ve hidrojenle bağlanarak malzeme içinde bağlı kalır(68).

2.2.3.2.4.2. Zirkonomerler

Zirkonomerler; seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simandan oluşan yeni restoratif materyallerdir. Bu materyaller, amalgamın dezavantajlarının üstesinden gelebilmektedir. Zirkonomerler, amalgama eşdeğer bir güç sergileyen titiz bir üretim tekniğinin ardından geliştirilmiştir. Bu yüksek dayanıklılık gösteren restoratif materyalin cam bileşeni, optimum partikül boyutu ve özellikleri elde etmek için ince kontrollü mikronizasyona tabi tutulmaktadır. Zirkonya parçacıklarının cam bileşene tek tip olarak dahil edilmesi, malzemeyi dayanıklılık ve oklüzal yüke karşı daha da güçlendirmektedir. Sıvı olarak zirkonyum oksit, cam tozu, poliakrilik asit (%20-%50), tartarik asit (%1-%10) ve de iyonize su içermektedir.

Zirkonomerin ana toz bileşeni olan zirkonyum oksit, %96,5 ile %98,5 arasında değişen yüksek seviyelerde zirkonya içeren baddeleyit kristallerinden (ZrO_2) oluşmaktadır(70).

2.2.3.2.4.3. Giomerler

Giomer, florür salabilen, ışıkla sertleşen ve aktif cam iyonomer partikülleri (PRG) içeren bir restoratif materyaldir. PRG (pre-reacted glass ionomer) partikülleri, florealüminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu

sonucunda oluşmaktadır. “Giomer” terimi, “Glass ionomer + polimer” sözcüklerinden türetilmiştir. PRG partiküllerinin, tüm partikül aktif (F-PRG) ve yüzey aktif (S-PRG) olarak birbirinden farklı iki çeşidi vardır(66).

Cam iyonomer siman yapısında bulunan PRG partikülleri florür salımında görevlidir. Poliasit modifiye kompozit rezinler gibi diş dokusuna bağlanması için bir adeziv sisteme ihtiyaç duymakta ve ışıkla sertleşmektedir. Giomerlerin cam iyonomer simanlara benzer demineralizasyonu inhibe etme yeteneklerinin olduğu değerlendirilmiştir(66).

Su emme özelliği ve renklenme potansiyeli kompozit rezinlerden fazladır. Antimikrobiyal etkinliklerinin de kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman arasında olduğu bildirilmiştir(67).

2.2.3.2.4.4. Nano-iyonomerler

Nano dolduruculu RMCİS’ler (nano-iyonomerler) son zamanlarda klinikte uygulanmaya başlamıştır. Nano-iyonomerlerde polimerizasyon büzülmesi azalırken mekanik dayanıklılık artmıştır. Nano-iyonomerin yapısı itakonik ve akrilik asit kopolimerlerinin su ve floroalüminosilikat cam partikülleri ile gerçekleştirdiği cam iyonomer reaksiyonuna dayanmaktadır. TEGDMA, BisGMA, HEMA ve PEGDMA gibi rezin monomer çeşitleri de yapısında yer alır. Diğer CİS’lerden farklı olan en önemli özelliği, doldurucu içeriklerinin ağırlıkça %69’unu nano doldurucuların oluşturmasıdır(66).

2.2.3.2.4.5. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların aşınma direncini yükseltmek, düşük mekanik özelliklerini güçlendirmek, sınıf I ve V restorasyonlarla sınırlı olan endikasyonlarını artırmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Daimi restorasyon malzemesi olarak amalgam ve kompozit rezin alternatifi olmaları hedeflenmiştir. Toz/likit oranı geleneksel cam iyonomer simanlarda 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda 6:1 veya 7:1’dir. Geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı sertleşme mekanizmasına sahip olan bu simanların çözünürlükleri azaltılmış ve yüzey sertliği, aşınma direnci, basma ve eğme dayanımları artırılmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı oranda florür salarlar ve benzer biyouyumluluğa sahiptirler(66).

El ile karıştırmanın ve doğru toz/likit oranlarının ayarlanmasının zor olması sebebiyle kapsüller şeklinde üretilmiştir, standart ve yüksek toz/likit oranı, kolay kullanım, uygun ve homojen kıvam gibi avantajlara sahiptir(66).

Üreticisi tarafından yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle posterior dişlerde kompozit rezinlere alternatif olabileceği ileri sürülen ve daimi restorasyonlarda kullanılmak üzere üretilen güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın (EQUIA; GC Avrupa, Tokyo, Japonya); dentine benzer ısısal genleşme katsayısının olmasından dolayı başarılı kenar uyumu, düşük mikrosızıntı göstereceği ileri sürülmektedir ve ‘tek kütle tekniği’ ile uygulanabilir olması, yüksek derecede florür salabilmesi önemli avantajlarından(67).

2.2.3.3. Cam iyonomer simanların klinik kullanımları

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğinde çok çeşitli uygulamalar için kullanılmaktadır. Yüksek florür salımı ve beyaz rengi nedeniyle; dişlerin geçici restorasyonu, anterior sınıf III ve V restorasyonlar, kronların, köprülerin ve ortodontik braketlerin simantasyonu, minimum hazırlık ile çürük olmayan dişlerin restorasyonu, kronların geçici olarak simante edilmesi ve diğer indirekt restorasyonlar, sandviç tekniği ile dişlerin restorasyonu ve atravmatik restoratif tedavi (ART)’de kullanılabilirler. Minimal invaziv diş hekimliğinde derin çürük lezyonların tedavisi için, enfekte olmuş çürük dokunun terapötik remineralizasyonu amacıyla çürükten etkilenmiş dentini olabildiğince bırakarak uygulanabilir. Bu tür estetik restorasyonlarla ilişkili kritik problem, çürüklerden etkilenen dentinin terapötik remineralizasyonunun olmaması ve yaşlanma sırasında rezin-dentin arayüzünün zayıf dayanıklılığı / bütünlüğüdür. Çürükleri durdurmak için çürük ile enfekte olmuş diş dokularının çıkarılması gerekir ve cam iyonomer simanların iyileştirme potansiyeli kullanılarak diş remineralizasyonu indüklenmiş olur(71).

CİS’ler fissür örtücü olarak kullanıldığında gözle görülür kayıplar oluşsa dahi florür salım özelliklerinden dolayı çürük gelişimini önleyebildiği belirtilmektedir(72). Cam iyonomer simanlar, restoratif materyaller, astar malzemeleri, yapıştırma simanları ve dental adezivler olarak diş hekimliğinde genişleyen bir yer bulmaktadır(73).

Çürüksüz servikal lezyonların (NCCL) restoratif tedavisi histolojik ve yapısal özellikleri nedeniyle özel bir zorluk oluşturmaktadır. Her ne kadar birçok çalışma NCCL'nin restorasyonu için kompozit rezinlerin kullanımını değerlendirmiş olsa da cam iyonomer simanlar da bu lezyonların yönetimi için umut verici malzemelerdir(74).

CİS'ler çok düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptir ve diş yapısı ile termal olarak uyumludur. Bu malzemeler smear tabakasının kaldırılmasına gerek kalmadan dentin yüzeylerine bağlanabilir ve biyolojik uyumlulukları kanıtlanmıştır. Uzun süre bağlanmayı sürdürürler ve dişlerin servikal bölgesine yerleştirilmek için tercih edilen malzemelerdir(75).

Diş dokularına florür serbestleştirme, biyolojik uyumluluk ve kimyasal uyum ile ilgili çürük önleme potansiyeli CİS'leri özel bir malzeme grubu haline getirmiştir. Bununla birlikte, kırılmaya karşı düşük direnç, sertlik ve aşınma direnci gibi düşük mekanik özellikler, yoğun strese maruz kalan posterior dişlerde kullanımını sınırlandırmaktadır(76).

Herhangi bir adeziv sisteme ihtiyaç duyulmadan hafif nemli mine ve dentine bağlanırlar, florür salımı yaparlar ve böylece uzun bir süre boyunca antikaryojenik etki gösterirler, topikal florür çözeltilerinden florür emebilir ve serbest bırakabilirler, mineye benzer termal genleşme katsayısına sahiptirler ve düşük toksisiteleri sayesinde biyouyumludurlar. Bu eşsiz özelliklerden dolayı " biyoaktif " materyal olarak kabul edilir. Bununla birlikte, geleneksel CİS'lerin, düşük kırılma direnci, daha yüksek oklüzal aşınma ve amalgam, kompozit rezin restoratif materyaller gibi diğer restoratif materyallere kıyasla erken olgunlaşma aşamasında ilk dehidrasyon ve nem alımından korunması gerekliliği gibi bazı dezavantajları vardır(77).

Geleneksel cam iyonomer simanların florür salımı yapabilmesi, biyouyumlu olması ve diş adezyonunun iyi olması bu materyallerin klinik avantajları arasında sayılabilirken yetersiz mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması kullanımlarını kısıtlamaktadır(67).

2.2.3.3.1. Atravmatik restoratif tedavi (ART)

ART tekniği; yenilikçi, büyük oranda ağrısız ve minimal invaziv bir çürük tedavi yöntemidir. Bu yöntem özellikle eğitimli ve yeterli sayıda diş hekimi, ekipman gibi şartların sağlanamadığı yerlerde büyük önem arz etmektedir. Ayrıca çocuklarda ve kooperasyonu zor kişilerde de alternatif bir tedavi yöntemidir. Demineralize olmuş desteksiz mineyi kaldırmak

ve alttaki çürük dentini uzaklaştırmak için ekskavatörler kullanılır. Pulpitis semptomları olmamak şartıyla pulpa çok yakın seviyedeki minimal enfekte ve duyarlı tüm yumuşak dentinin uzaklaştırılması pulpa ekspozu ihtimali nedeniyle çok gerekli değildir ve tavsiye edilmez. Çürük doku sadece el aletleri kullanılarak kaldırıldıktan sonra kavite temizlenir ve poliakrilik asit uygulanır, ardından firma talimatlarına uygun bir biçimde hazırlanan CİS kavite duvarlarıyla sıkı bir temas sağlayacak biçimde yerleştirilir. Son zamanlarda küçük ortalama partikül boyutları nedeniyle daha gelişmiş tutuculuğu ve fiziksel özellikleri bulunan, güçlendirilmiş yüksek viskoziteli ve daha estetik CİS'ler özellikle de ART uygulamalarına yönelik olarak piyasaya sunulmuştur(78).

2.2.3.4. Cam iyonomer simanların özellikleri

2.2.3.4.1. Cam iyonomer simanların bileşimine ilişkin özellikler

Cam iyonomer simanların yapısı, kalsiyum fluoro-alümino silikat cam tozları ve poliakrilik asidin akışkan solüsyonu, itakonik asit, tartarik asit içeren kopolimer birleşiminden ibarettir. Özellikle, tartarik asidin cam iyonomer simanların yapısında bulunması daha düşük düzeyde florür içeren cam partiküllerin kullanımına imkan sağlamıştır. Materyalin opasitesi de bu sayede azalmıştır. Radyopaklık sağlamak için simanın yapısına Stronsiyum (Sr), Baryum (Br) katılmasının veya cam partiküllerin gümüş ile işleme tabi tutulmasının başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür(79).

Materyal, toz ve likitin karıştırılması ile elde edilmektedir. Toz kısmında, iyon serbestleştirebilen çapları ortalama 20 mikrometre olan silika cam partikülleri, alümina ve kalsiyum florür içeriği hakimdir. Likit kısmında ise poliakrilik asidin polimer-kopolimer solüsyonu yer alır(79).

Materyal başlangıçta yüksek seviyelerde florür salımı gerçekleştirirken bu seviyeler 8-10 hafta sonra düşmektedir. Silisli hidrojel matris içinde depolanan florür iyonları buradan dentin yüzeyine girip çıkabilir, dolayısıyla “florür rezervuarı” olması ve yüksek dozlarda florür uygulamalarıyla reşarj olabilmesi önemli bir avantajdır(67).

2.2.3.4.2. Florür salımları ve yeniden florür yükleme

Diş çürüğünün tedavi edilmesinde florun önemli bir yeri vardır. Bunun başlıca nedeni florun çürük oluşumunu önlemeye katkıda bulunmasıdır. Bu iyonlar çözünürlüğü daha az olan fluoroapatit oluşumunu sağlayarak, demineralize bölgelerin tamir edilip remineralize olmasını sağlamaktadır. Ayrıca florür iyonları pelikül/plağın yapısında bulunan mikroorganizmaların çoğalmasını ve metabolize olmasını önleyerek materyallerin antikaryojenik özellik göstermesini sağlamaktadır(80).

Yapılan bir çalışmada asit atakları karşısında ortamda florür bulunmasının; diş dokusunun demineralizasyonunu tam olarak önleyememekle birlikte azalttığı, remineralizasyonu başlatıp artırdığı rapor edilmiştir, bu sonuçlar daha önceki çalışmalardan elde edilen bulgularla uyumludur. Florür; demineralizasyonu önleme ve remineralizasyona katkı sağlama açısından önemli bir iyondur. Ancak, çürük gelişim sürecine etkisi olduğu bildirilen, başta kalsiyum ve çinko olmak üzere sodyum, alüminyum gibi başka iyonların da materyallerden salımının çürüğü önlemede florür kadar önemli rolü olabileceği ya da florürün etkisini artırabileceği düşünülmektedir(81).

Yapılan bir çalışmada; iki geleneksel cam iyonomer siman, bir rezin modifiye cam iyonomer siman, üç poliasit modifiye kompozit rezin ve bir güçlendirilmiş cam iyonomer simandan salınan florür miktarı değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Kullanılan tüm materyallerin florür salımı yaptığı ve en yüksek florür salımının birinci günde olduğu ancak bu salımın zaman içerisinde azaldığı tespit edilmiştir. Kimyasal olarak sertleşen geleneksel cam iyonomer simanın diğer materyallere oranla daha fazla florür salımı yaptığı gözlenmiştir(82).

2.2.3.5. Cam iyonomer simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için kullanılan yöntemler

2.2.3.5.1. Lazer uygulaması

Sınıf V kavitelerde özellikle gingival marjinde mikrosızıntının fazla olduğu bilinmektedir. Çalışmalar mikrosızıntının azaltılmasını amaçlamıştır. Yapılan bir çalışmada Erbiyum: Yttriyum Alüminyum Garnet lazer (Er-YAG lazer) ve frezlerle prepare edilen sınıf V kavitelerde 4 farklı geleneksel cam iyonomer siman ile bir rezin modifiye cam iyonomer

simanın mikrosızıntı miktarları karşılaştırılmıştır. Aynı zamanda kaviterler %25 poliakrilik asit içeren materyal ile ön hazırlık yapılanlar ve yapılmayanlar olarak ikiye ayrılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda hiçbir prosedürün tamamıyla mikrosızıntıyı elimine etmediği ve sınıf V kaviterlerde gingival marjindeki mikrosızıntının oklüzal marjindeki mikrosızıntıdan daha fazla olduğu görülmüştür. RMCİS diğer dört geleneksel cam iyonomer simana göre en az mikrosızıntıyı göstermiştir. Lazer uygulaması mikrosızıntıyı azaltmamıştır(83).

2.2.3.5.2. Materyal yapısına antibakteriyel ajan eklenmesi

Dental materyal içerisinde antibiyotik bulunması oral patojenler üzerine etkili olsa da klinik uygulamadan önce mekanik ve biyolojik özellikleri değerlendirilmelidir. Örneğin; odontoblastlar pulpanın iyileşmesi üzerinde önemli rol oynamaktadır ve odontoblastlara gelebilecek bir zarar apoptozis mekanizmasını indükleyerek iyileşmeyi bozabilir. Bu nedenle antibakteriyel ajan toksik olmamalıdır(84).

Tetrasiklinin dentindeki yıkımdan sorumlu olan matriks metallo proteinazların (MMPs) salımını engellediği bildirilmiştir. Odontoblast benzeri hücrelerde herhangi bir toksik etki yaratmadan ve dental materyalin mekanik özelliğini bozmadan farklı doksisisiklin hiklat konsantrasyonlarından hangisinin daha etkili olduğu tartışma konusudur. Ancak %3'lük konsantrasyonunun daha uygun olduğu bildirilmiştir(84).

Antibakteriyel etkinliği artırmak için eklenen bir diğer materyal gümüş zeolittir. Yapılan bir *in-vitro* çalışmada, gümüş zeolitin ART tekniği için geliştirilen cam iyonomer simanların tozuna eklenmesiyle süt dişi ve cam iyonomer siman arasında meydana gelmesi muhtemel mikrosızıntının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın sonucunda iyi bir antibakteriyel ajan olan gümüş zeolitin ART tekniği için geliştirilen cam iyonomer simanlar ile kullanılabileceği ancak üretici firmaların oluşturdukları içerik ve uygulama farklılıklarına bağlı olarak farklı mikrosızıntı değerleri gösterdiği rapor edilmiştir(85).

Yapılan bir çalışmada; cam iyonomer simanlarda antimikrobiyal katkı maddelerinin kullanımı hakkındaki literatür gözden geçirilmiştir. Çalışmanın sonucunda katkı maddelerinin tipik olarak difüzyonla serbest bırakıldığını ve genellikle yüksek bir oranın simanda sıkışıp kalmış olduğunu gösteren birkaç rapor bulunmuştur. Katkı maddelerinin; genellikle simanların sertleşme sürelerini artırdığı ve mekanik özelliklerini azalttığı ve

bununla birlikte, daha küçük miktarlarda katkı maddesinin hafif etkiler yaptığı ve simanların uzun süreli dayanıklılığını etkilemediği rapor edilmiştir(86).

2.2.3.5.3. Isı uygulaması

Isıyla sertleştirme, geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunu hızlandırmak için radyan ısı kullanılan nispeten yeni bir tekniktir. Bu teknik, cam iyonomer simanların erken nem duyarlılığı sorununun üstesinden gelmeye yardımcı olmaktadır. Cam karbomer, özellikle ısıyla sertleştirilerek kullanmak için geliştirilmiş, ticari olarak temin edilebilen bir cam iyonomer simandır. Isıyla sertleştirme, ısı yayan özel bir ışık cihazı ile sağlanmaktadır. Bu taşınabilir el cihazları dental kompozit rezinler için kullanılan LED (Işık Yayan Diyot) ışık cihazları gibidir. Klinik ortamında ısıyla sertleştirme, kaviteye cam iyonomer siman yerleştirildikten hemen sonra ışıkla sertleştirme ünitesinin ucunu materyal yüzeyine yerleştirerek gerçekleştirilmektedir. Cam karbomer söz konusu olduğunda, üretici firma 90 saniyelik bir sertleşme süresi önermektedir. Çeşitli araştırmacılar, ısıyla sertleştirmenin çeşitli cam iyonomer simanların mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini araştırmış ve yüzey mikro sertliğinde ve eğilme dayanımında bir artış bildirmiştir(87).

Kuter'in (88) yaptığı çalışmada kondanse edilebilen GCİS ve seramikle güçlendirilmiş GCİS'e, ısı kaynağı olarak elektrikli, metal uçlu bir havya ile muamele edilmiştir. CİS'lerin başlangıç sertleşme süresinin sonlanmasının ardından $80 \pm 20^{\circ}\text{C}$ sıcaklık iki dakika süre ile uygulanmıştır. GCİS'in mekanik özelliklerini ve mikro sertlik değerlerini ısı uygulamasının olumlu yönde etkilediği bulunmuştur. Isı uygulamasının malzemelerin radyoopasitesinde ise önemli bir fark yaratmadığı gözlenmiştir.

2.2.3.5.4. Ultrasonik aktivasyon uygulaması

Yapılan bir çalışmada ultrasonik enerji uygulanarak sertleşmesi tamamlanan CİS'lerin GCİS'lere göre daha yüksek mikro sertlik değerleri gösterdiği rapor edilmiştir(89).

Yapılan bir diğer çalışmada ise mikro sertlik artışı; "ultrasonik dalgalar asit ve tozun daha yakın karıştırılmasına sebep olarak asit ve cam arasında daha fazla temas alanı oluşturur" şeklinde açıklanmaktadır. Ultrasonik dalgalar cam fazındaki partiküllerin boyutunu azaltmaktadır ve asitle daha fazla reaksiyon yüzeyine neden olarak artık cam partiküllerinin daha iyi düzenlenmesiyle daha kompakt bir katı oluşmasını sağlamaktadır(90).

Ultrasonik dalga aktivasyonu; cam iyonomer simanın daha uzun ömürlü olması ve kuvvetlere daha fazla dayanabilmesi açısından tercih edilebilmektedir(84).

2.3. Diş dokularına bağlanma

Diş hekimliğinde adezyon açısından iki önemli gelişme yaşanmıştır. Bunlardan birincisi; akrilik dolgu maddelerinin diş tutunmasını güçlendirmek üzere mine dokusunun asit ile pürüzlendirilmesi işleminin 1955 yılında Buonocore tarafından tanımlanmasıdır. İkinci önemli gelişme ise Bis-GMA'nın 1962 yılında Bowen tarafından tanıtılmasıdır. Bu iki öncü çalışmadan sonra asit ile pürüzlendirme tekniği ve kompozit rezin kullanılarak yapılan adeziv uygulamalar, diş hekimliğinin tüm dallarında kendine yer bulmuş ve giderek artan bir ivme ile yaygınlık kazanmıştır(91).

2.3.1. Kompozit rezinlerin bağlanması

2.3.1.1. Mine dokusuna bağlanma

Literatürde ilk olarak Buonocore, mine-rezin bağlantısını sağlamak için mineyi %85'lik fosforik asit ile pürüzlendirmeyi tanımlamıştır. Böylece adeziv infiltrasyonu için mikroskobik düzeyde alanlar oluşturmuştur. Daha sonra, birçok araştırmacı, mineye dayanıklı ve uzun süreli bağlanma için yeni yöntemler geliştirmeye odaklanmıştır. 1960'lı yıllardan günümüze kadar farklı tipte asitler, farklı konsantrasyonlarda ve farklı uygulama süreleri ile denenmiştir. *İn-vitro* çalışmalarda, sitrik asit, hidroflorik asit, hidroklorik asit ve fosforik asit bu amaçla kullanılmıştır. %30-40 konsantrasyonda fosforik asitin mine pürüzlendirilmesinde en etkili asit olduğu ortaya konulmuştur. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi sonrası diş dokusundan kalsiyum ve fosfat uzaklaşmaktadır. Hidroksiapatit kristallerinin dizilimlerindeki farklılıklar, minenin asitlere karşı duyarlı olmasını açıklamaktadır ve asitle pürüzlendirme etkisi en çok baş kısmında görülmektedir. Kalsiyum ve fosfat iyonlarının uzaklaşması ile beraber girintili çıkıntılı bir yapı oluşmaktadır. Böylece, yüzeyin kritik yüzey gerilim değeri artar(92).

Adeziv rezinler, yüzeye uygulandığında kolaylıkla bu porözlü mine yüzeyine infiltre olmakta ve "rezin tag" adı verilen yapıları meydana getirmektedir. Bu rezin tagların, interprizmatik boşluklara penetre olan kısmına "makrotag"; intraprizmatik boşluklara penetre olan ve hidroksiapatitler ile sarılı kısmına ise "mikrotag" adı verilmektedir.

Polimerizasyon sonrasında rezin içerisinde yer alan bu yapılar, mine yüzeyi ile mikromekanik bir yapı oluşturarak bağlanmayı sağlamaktadır ve kenar sızıntılarını önlemektedir(92).

2.3.1.2. Dentin dokusuna bağlanma

Dentin dokusuna bağlanmanın mine dokusundan daha zor, daha az güvenilir ve öngörülebilir olduğu kanıtlanmıştır. Bunun nedeni, mine ve dentin dokusu arasındaki morfolojik, histolojik ve kompozisyon farklılıklarıdır(93).

Dentine bağlanma sırasında karşılaşılan problemler:

- Mine dokusunda inorganik hidroksiapatit oranı hacimce %95 iken dentin dokusunda bu oran %50'dir.
- Dentin dokusu, mine dokusundan daha fazla su içermektedir.
- Hidroksiapatit kristalleri mine dokusunda düzenli bir desene sahipken, dentinde hidroksiapatit kristalleri organik matriste rastgele düzenlenmiştir(93).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile “smear tabakası” uzaklaşmaktadır. Bu tabaka, inorganik ve organik dokulardan oluşan debris yapıdadır, el aletleri ve frezlerle preparasyonun ardından dentin yüzeyinde meydana gelmektedir. Hidroksiapatit kristalleri demineralize olarak dentin tübüllerini açığa çıkarır. Peritübüler dentin ortadan kalkar ve intertübüler dentin 3-7 µm derinliğe kadar demineralize olur. Dentin dokusu poröz bir hal alır. Dentin geçirgenliği artar. Dentin dokusunun kritik yüzey gerilim değeri, 44.8 dyne/cm²'ye düşer. Bu durum adezyonu olumsuz etkilemektedir. Sonrasında uygulanan primer ile bu değer tekrar yükselmektedir. Dentine bağlanma hem mikromekanik hem de kimyasal yolla olmaktadır(92).

Mikromekanik bağlanma, adeziv rezinin yüzey hazırlığı yapılmış dentine penetrasyonuna bağlıdır. İntertübüler dentinin demineralizasyonu sonucu rezin monomerlerin, kollajen ağı içerisinde yer alan suyla yer değiştirmesi ile “intertübüler infiltrasyon”, tübüller içerisine penetrasyon ile de “intratübüler penetrasyon” meydana gelmektedir. Adezivin intertübüler dentine penetrasyonu sonucunda oluşan yapıya ise “tübüler rezin tag” adı verilmektedir. Bu yapı, dentin tübüllerini tıkayarak pulpa dentin kompleksini sızıntıya karşı korumaktadır.

Dentin kollajenleri ile mikromekanik kilitlenme sağlamaktadır. Bu kilitlenme, rezin monomerler ve dentin yapısı arasında oluşmaktadır. Hidroksiapatit kristallerinin çözülmesi ve rezin monomerlerin kollajen fibrillerin etrafını sarması ile oluşan inter diffüzyon tabakasına “hibrit tabaka” adı verilmektedir(92).

Kimyasal bağlanma ise dentinde fonksiyonel asidik monomerlerin hidroksiapatit kristalleri ile etkileşime girmesi sonucu olmaktadır. Bu monomerler, karboksil, fosfonik ve fosfat gruplarından oluşmaktadır. Bunlardan, fenil-P, 10-metakriloil oksidesil dihidrojenfosfat (10-MDP), fonksiyonel bir monomerdur ve hidroksiapatit yapı içerisinde kalsiyum iyonları ile etkileşime girmektedir(92).

2.3.2. Cam iyonomerlerin bağlanması

Cam iyonomer simanların önemli özelliklerinden biri, bağlayıcı ajan kullanılmadan diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilmeleridir. Kimyasal bağlanma süreci iki mekanizma ile gerçekleşmektedir. Birincisi, poliakrilik asidin diş yapısındaki hidroksiapatit ile reaksiyona girdiği, kalsiyum ve fosfat ile bağ oluşturduğu bir iyon değişim sürecidir. İkinci mekanizma ise dentin dokusunda bulunan kollajen ile hidrojen bağı yapmasıdır. Cam iyonomer siman ve diş dokusu arasındaki bağlanma kuvveti zayıf olsa da kanıtlar bağıın "kendi kendini iyileştirdiğini" (self-healing) yani kırılrsa dahi yeniden oluşabileceğini göstermektedir.

Cam iyonomer simanların diş dokularına adezyonunun gerçekleşebilmesi için; temiz bir kavite yüzeyi, bu kavite yüzeyinin adeziv ile tam olarak ıslanması ve adezivin sıvı formdan katı forma geçişi gerçekleşmelidir. Diş dokularına adezyon iki farklı aşamada gerçekleşmektedir. Birinci aşama mikromekanik bağlanmadır. Bu bağlanma hidroksiapatitle kaplı kollajen fibrillerin yüzeyel hibridizasyonu ve alkenoik asidin kavite yüzeyini temizlemesi ile oluşan yüzeyel demineralizasyonla elde edilmektedir. İkinci aşamada ise kimyasal bir bağlanma söz konusu olup polialkenoik asidin karboksil grubu ile açığa çıkan kollajen etrafında kalan hidroksiapatitin kalsiyumu arasında iyonik bağıın oluşmasıyla meydana gelmektedir. Diş dokularına adezyon için cam iyonomer simanın kaviteye yerleştirilmesinden önce %15-40 oranında poliakrilik asitin kavite yüzeyine uygulanması önerilmektedir(84).

2.3.2.1. Kimyasal bağlanma

Cam iyonomer simanların kimyasal bağlanması polialkenoik asit molekülleri üzerindeki fonksiyonel karboksil grupları ile hidroksiapatit yüzeyindeki kalsiyum iyonları arasında iyonik bağların oluşumunu içermektedir(94).

Kısmen demineralize olmuş mine ve dentin dokusuna mikromekanik olarak bağlanan adeziv rezinlerin aksine cam iyonomer simanlar mineralize diş dokularına bir iyon değişim mekanizması sayesinde kimyasal olarak bağlanabilmektedir. Poliasit zincirleri, fosfat ve kalsiyum iyonlarıyla yer değiştirerek mine ve dentin yüzeylerine penetre olmakta ve böylece siman-diş arayüzünde iyondan zengin bir tabaka oluşturmaktadır. Cam iyonomer simanların mine ve dentin dokusuna gerilme bağlanma dayanımı iyi seviyelerdedir. Mine dokusuna bağlanma dayanım değerleri 2.6-9.6 MPa iken dentin dokusuna bağlanma dayanımı değerleri ise 1.1-4.1 MPa arasında değişmektedir(95).

Kavite yüzeyinden smear tabakasının uzaklaştırılması sonrası uygulanan cam iyonomer siman ile mine, dentin veya sement dokusu arasında iyon transferi başlamaktadır. Cam iyonomer simanlarda bulunan polialkenoik asidin yumuşadığı ve hidroksiapatit yapıya infiltre olduğu düşünülmektedir. Burada fosfat ve kalsiyum iyonlarının diş substratından uzaklaştırılarak, cam iyonomer siman ve hidroksiapatitin arayüzeyinde alüminyum fosfat, poliakrilatlar ve kalsiyumdan oluşan bir adsorpsiyon tabakasının meydana geldiği düşünülmektedir. Bu mekanizma ‘difüzyona dayanıklı adezyon’ olarak tanımlanmaktadır(96).

Geleneksel cam iyonomer simanların mine dokusuna ve dentin dokusuna adezyonu; likitte bulunan karboksil gruplarının diş yapısındaki kalsiyum veya dentin kollajeni ile yaptığı reaksiyondur. Simanın sertleşme reaksiyonu esnasında ortaya çıkan bağlanma; simanla mine apatiti ve dentin kollajeni arasında ya hidrojen köprüleri ya da metal iyon kompleksleri oluşturarak ortaya çıkan kimyasal çekim kuvvetleri ile oluşmaktadır. Geleneksel cam iyonomer simanlar smear tabakası varlığında bile mine ve dentin dokusuna bağlanabilmektedirler. Etkileşim 0,5-10 mikronluk intertübüler dentinde olmaktadır(97).

2.3.2.2. Mikromekanik bağlanma

Cam iyonomer simanların mikromekanik bağlanması; dentin yüzeyinde kısa siman uzantıları ile diş yüzeyindeki hidroksiapatit kaplı kollajen fibriller ve cam iyonomer simanın yüzeyi arasında oluşan ince bir hibrit tabakadan kaynaklanmaktadır. Bu bağlanma, cam iyonomer simanların polialkenoik asit bileşeninin varlığından kaynaklanan bir self-etch adezyon olarak kabul edilebilmektedir. Mikromekanik bağlanma, rezin modifiye cam iyonomer simanlarda mevcut olan HEMA'nın varlığı ile artmakta ve daha yüksek bağlanma dayanımını değerlerinin gözlenmesini sağlayabilmektedir(94).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda adezyon, geleneksel cam iyonomer simanlardaki gibidir. Fakat bu mekanizma kısmen rezin sistemlere de benzemektedir. Dentine olan bağlanma mekanizması farklıdır. Kavite yüzey düzenleyiciler monomer içerdiklerinden dolayı hibrit materyallerde daha farklı bir rol oynamaktadır. Bu monomerler polimerize olduğunda demineralize dentin dokusuna veya asit ile pürüzlendirilmiş mine dokusuna infiltrat olmakta ve mikromekanik olarak bağlanmaktadır(97).

2.4. Yüzey Sertliği Testleri

Bir materyalin sertliği genel olarak, yüzeyinde çizik oluşturmak, yüzeyini delip geçmek ya da çentik atmak gibi sürekli deformasyonlara karşı gösterdiği direnç olarak ifade edilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, intraoral ortamda pek çok etkiye maruz kalmaktadırlar. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkün olmaktadır. Sertlik, materyalin mekanik dayanıklılığını, kırılma, çizilme ve aşınma direncini artırdığı gibi kuvvetler karşısında şeklini muhafaza etmesinde de önemli rol oynamaktadır. Dolayısıyla materyalin klinik başarısını yorumlamada yüzey sertliği etkili ve geçerli bir yöntemdir(98).

Restoratif materyallerin sertlik değeri ölçümünde yaygın olarak kullanılan testler Brinell, Knoop, Vicker's ve Rockwell testleridir. Her test birbirinden farklı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Hepsinde genel olarak sertlik değeri ölçülecek materyalin yüzeyine küçük, simetrik şekilli bir ucun penetre edilmesi yöntemi uygulanmaktadır. Çeşitli sertlik testlerinde ucun yapısı, geometrisi ve yüzeye uyguladığı kuvvet farklı olmaktadır. Uç; çelik, tungsten karbit veya elmas olabilmekte veya şekil olarak küre, konik, piramit veya çubuk şeklinde

olabilmektedir. Uygulanan kuvvet 1 ile 3000 kg arasında değişebilmektedir. Uygulanacak sertlik testi seçimi materyalin kullanılacağı alana, materyalden beklenen sertlik değerine göre değişmektedir(99).

Sertlik testleri; makro sertlik testleri, mikro sertlik testleri ve nano sertlik testleri olarak üçe ayrılmaktadır. Makro sertlik testleri arasında; Brinel, Rockwell, Shore, Mohs ve Barcoll sertlik testleri bulunmaktadır. Mikro sertlik testleri arasında; Knoop ve Vicker's sertlik testleri bulunmaktadır.

2.4.1. Makro sertlik testleri

2.4.1.1. Brinell sertlik testi

Materyallerin sertliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan en eski metotlardan biri Brinell sertlik testidir. Brinell testinde, polisaj yapılmış materyal yüzeyine, belirli çapta sert bir bilye, belli bir yük uygulanması ile 30 saniye süre ile bastırılır. Testte uygulanan yükün, meydana gelen izin alanına bölünmesi ile Brinell Sertlik değeri (BHN) bulunur(100). Materyalin üzerine uygulanan yük değeri, sertliği ölçülen materyalin cinsine ve yük çapına göre seçilmektedir.

Dental materyaller için, genellikle 1,6 mm çapında bilyeler ve 12,61 kg standart yük kullanılmaktadır(101). Brinell sertlik ölçümü, diş hekimliğinde genellikle metaller ve metalik materyallerin sertliklerinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Test göreceli olarak basittir ve daha karmaşık test metotlarını da içeren farklı özelliklerle bir arada değerlendirilmelidir(100).

Brinell sertlik testinin kırılkan veya elastik yapılı materyaller için yapılması uygun değildir. Sert çelik bilye ile uygulanan yük ile kırılkan materyaller parçalanmakta, elastik materyallerde ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır(100).

2.4.1.2. Rockwell sertlik testi

Brinell testine benzer şekilde belirli bir çapta çelik bilye veya konik elmas uç kullanılması ile materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve penetrasyon ölçülür. Brinell testinden farkı,

Rockwell sertlik testinde, iz çapının ölçülmesi yerine, cihazın üzerindeki sayaçtan faydalanılması ile oluşturulan penetrasyonun derinliğinin ölçülmesidir. Farklı materyallerin, test edilmesi için, farklı boyutlarda test uçları mevcuttur. Rockwell sertlik testi için, önce ilk yükleme yapılır. Bu suretle uç, malzeme üzerine oturur ve onu yerinde tutar. Kadran sıfıra getirilir ve daha sonra büyük yük uygulanır. Bu büyük yük, uygulanan toplam yük olup, derinlik ölçmesi sadece küçük yükten büyük yüke kadar artıştan ileri gelen derinlik artışına bağlıdır. Büyük yük uygulandıktan ve kaldırıldıktan sonra, standart işleme göre küçük yük hala uygulanır durumda iken kadranın gösterdiği değer okunur. Standart sertlik dönüşüm tablosu yardımı ile, uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre Rockwell sertlik değeri elde edilir. Küçük iz alanları, yüksek Rockwell sertlik değerini ve daha sert materyalleri ifade eder. Çökme derinliğinin, doğrudan okunabilmesi nedeniyle kullanışlı olan Rockwell testi, endüstride oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Rockwell testi de Brinell testi gibi, kırılğan materyallerin test edilmesi için uygun değildir(100).

2.4.1.3. Shore sertlik testi

Lastik ve yumuşak plastik gibi elastomerik materyallerin sertliğinin ölçümünde kullanılan, daha basit sertlik ölçüm metotlarından biridir. Uygulanan yüke karşı materyalin direnci ölçülmektedir. Durameter olarak bilinen bir aparat kullanılmakta ve elde edilen değer Durameter sertliği olarak bilinmektedir. Elde edilen, deneysel sertlik değeri, Durameter ucunun örnek içine penetrasyonu yoluyla belirlenmekte ve 0 ile 100 birim arasındaki değerlerden oluşan skalalar ile ifade edilmektedir. Dental materyaller için Shore A skalası kullanılmaktadır. Batıcı uç örneğe ne kadar çok penetre olursa, elde edilen sertlik değeri de o kadar düşük olmaktadır. Batıcı uç örneğe tamamen penetre olursa 0 değeri elde edilmekte ve bu değer materyalin çok yumuşak olduğunu göstermektedir. Hiç penetrasyon olmazsa 100 değeri elde edilmekte ve bu değer materyalin sert olduğunu göstermektedir(102).

2.4.1.4. Mohs sertlik testi

Mohs sertliği, bir materyalin, başka bir materyal tarafından kazınmaya nasıl bir direnç göstereceğini tanımlamaktadır. Sertliği tanımlanmış veya bilinen bir madde ile yüzeyin kazınıp kazınmadığının gözlenmesi yoluyla belirlenmektedir. Pürüzsüz bir yüzeyin kazıma ve abrazyon direncinin kaba bir ölçümüdür ve 1-10 arası değerlerden oluşan skalalar ile

belirlenmektedir. Buna göre en yüksek kazıma direnci gösteren elmasın skoru 10'dur(100, 101).

2.4.1.5. Barcoll sertlik testi

Barcoll sertlik ölçüm testi, yay şeklinde, yüklenebilir, sivri çelik bir ucun penetrasyon direncinin ölçümüyle, sertlik değerlerinin elde edildiği bir metottur. Materyal yüzeyi içine, penetre olan ucun, penetrasyon derinliği, mutlak Barcoll sayılarına dönüştürülür. Bu metotta örnekler, 10 kg sabit yük uygulayacak şekilde tasarlanır, Barcoll impressor olarak adlandırılan, elle tutulan sertlik ölçerin, ucunun altına yerleştirilir. Cihaz, üzerindeki gösterge maksimuma gelene kadar, örneğe uniform bir basınç uygulanır ve gösterge 0 ve 100 arasında kalibre edilmiş bir skala üzerinde, direkt bir değer verir. Plastik endüstrisinde yoğun olarak kullanılan bu test metodu, rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de kullanılır(100, 103).

2.4.2. Mikro sertlik testleri

2.4.2.1. Knoop sertlik testi

Bu test metodunda, iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde, batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanır. Elde edilen iz, ana hatları ile eşkenar dörtgen şeklindedir. Özellikle, elastik materyaller test edilirken, kuvvet kaldırıldıktan sonra oluşan izde elastik bir düzelme meydana gelir. Vicker's testinden farklı olarak bu düzelme eşkenar dörtgenin kısa olan kenarını etkiler. O nedenle ölçümler dörtgenin uzun olan kenarı temel alınarak yapılır(100).

Knoop sertlik numarası (KHN), Newton olarak ifade edilen test yükünün, mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $\text{KHN} = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü ile hesaplanır(104). Test edilen materyal ne kadar sert ise, elde edilen Knoop sertlik numarası da o kadar büyük olur. Diş minesinin sertliği, altın, porselen, rezin ve diğer dental restoratif materyaller ile karşılaştırılabilir. Ayrıca 0,1 kg'dan 1 kg'a kadar değişen bir aralıkta yük uygulanabilir. Böylece hem sert hem de yumuşak materyallerin sertlik değerleri bu test metodu ile incelenebilir(100).

2.4.2.2. Vicker's sertlik testi

Çok yüksek sertliğe sahip metallerde sıklıkla tercih edilmekte olan bu yöntem, kırılğan malzemelerin de sertliğini ölçebilmesi sebebiyle özellikle dental materyaller (dental altın alaşımlar vb.) ve diş dokusunda yaygın olarak tercih edilmektedir. Vicker's Sertlik testi birçok araştırmacı tarafından polimerizasyon derecesini belirlemek amacıyla da kullanılmıştır(98).

Bu testte, uygulanan prensipler, Brinell testinde uygulanan prensipler ile aynıdır. Kuvvet uygulanan uç, küre değil, piramit şeklindedir. Vicker's sertlik ölçme yöntemi, sertliği ölçülen materyalin yüzeyine, tabanı kare olan piramit şeklindeki ucun, belirli bir yük altında daldırılması ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesinden ibarettir. Ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımı ile yapılır. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin köşelerine teğet şekilde ayarlanır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılır ve elde edilen değerlerin ortalaması alınır. Vicker's sertlik değeri (VHN=Vicker's Hardness Number), piramit şeklindeki dalıcı ucun, belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile malzeme yüzeyinde meydana getirdiği izin büyüklüğü ile ilgili bir değerdir. Kilogram (Kg) ile ifade edilen test yükünün, mm^2 ile ifade edilen iz alanına bölümü ile elde edilir. Formülü ise $\text{VHN} = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ olarak tanımlanır. Elde edilen iz alanı ne kadar küçük olursa Vicker's sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir(100).

Bu testin avantajı, elde edilen değerlerin doğru ve güvenilir olması, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, tüm sert materyal yüzeyleri için kullanılabilir olmasıdır. Amerikan Dişhekimleri Birliği spesifikasyonunda, dental altın döküm alaşımların ölçümü için kullanılmıştır. Kırılğan materyallerin ve diş dokularının sertliklerinin test edilmesi için uygundur(100).

2.4.3. Nano sertlik testleri (nano indentasyon testleri)

Bu testler mikro sertlik testlerinde elde edilen izlerden daha küçük izler oluşturan, 1 nano newton üzerindeki yükleri kullanan ve yapılan indentasyonun derinliğini ölçen sertlik ölçümleridir. Uygulanan yük kuvvetlerinin ölçülmesine, kontrolüne ve indentasyon derinliklerinin tam bir ölçümüne izin veren yeni bir teknolojiye dayanır. Derinlik duyarlı bu

aletlerde, mikro sertlik testlerinde yapılan görsel ölçümlerden ziyade, sertlik otomatik olarak rapor edilir. Test edilen materyalin, elastik özelliklerine ilişkin bilgi elde edilmesinde oldukça yüksek güvenilirliğe sahip nano indentasyon testleri, uygulayıcı tarafından kolayca kullanılabilen ve tekrar edilebilen yöntemler olarak düşünülmektedir(105).

Nano indentasyon cihazlarında dört farklı uç kullanılır. Bunlar; Berkovich, Küresel, Vicker's ve Sferokonik çentikleici uçlardır. Farklı malzemeler için uygun uç seçilmeli, kalibrasyon işlemi düzenli olarak yapılmalıdır. Metaller ve elmas gibi elastisite modülü ve sertliği yüksek malzemelerde Berkovich veya Vicker's uçları, düşük malzemelerde de sferokonik veya konik uçlar tercih edilmektedir. Uygulanan yük aralığı 50 mN ile 500 mN arasında değişirken, 0,03 nm alana kadar sertlik ölçümleri yapılmaktadır(98).

2.5. Bağlanma Dayanım Testleri

In-vivo testler diş hekimliğinde kullanılan materyallerin değerlendirilmesinde önemli yere sahiptir. Ancak bu yapılan testler, ağız içerisinde oluşan farklı streslerin restorasyona yaptıkları etkileri doğru olarak değerlendiremeyebilir. Güncel bağlayıcı ajanların hızlı gelişimi ve ideal ürün arayışı nedeniyle *in-vitro* bağlanma dayanımı testlerine ihtiyaç duyulmaktadır(106).

Ara yüzey bağlanma dayanımı kuvveti çeşitli yöntemlerle test edilebilmektedir. Yapıştırılan alanın boyutları kullanılarak, bağlanma dayanımı yöntemleri makro (1 mm²'den büyük) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak sınıflandırılabilir. Ara yüze çekme veya makaslama kuvvetleri uygulanarak testler yapılabilir(106).

Bu testler;

- Mikrogerilim (Mikrotensile) Bağlanma Dayanımı Testi
- Makrogerilim (Makrotensile) Bağlanma Dayanımı Testi
- Push-out Testi
- Mikromakaslama (Mikroshear) Bağlanma Dayanımı Testi
- Makromakaslama (Makroshear) Bağlanma Dayanımı Testi'dir(106).

Günümüz adezivlerinde mineye etkin bağlanma sağlanırken, dentinin karmaşık yapısından dolayı bu dokuda bağlanmayı sağlamak mineye kıyasla daha zordur. Dentin kompozisyonu ve yapısındaki heterojeniteler, dentin yüzey özellikleri, adezivlerin fiziko-kimyasal özellikleri dentine bağlanmayı etkileyen en önemli etkenlerdir. Mine de mineral yapısı baskınken; dentinde su ve organik materyal mineye oranla fazladır. Dentinin nemli ve organik yapısı bağlanmayı karmaşık hale getirir. Günümüzde bağlanma ara yüzeyi ile ilgili elde edilen çoğu veri laboratuvar çalışmaları sonucunda elde edilmiştir(99).

2.5.1. Mikrogerilim (mikrotensile) bağlanma dayanımı testi

Klasik bağlanma test metotları hakkında yapılan pek çok çalışma, dentin-rezin ara yüzeyindeki stres dağılımının homojen olmadığını göstermiştir. Homojen olmayan stres dağılımı lokal stres alanları yaratır. Sonuç olarak kırılma, bu yüzeylerdeki stres sebebiyle oluşmuş çatlaklardan başlar. Konvansiyonel testler ile oluşan bu engellerin önüne geçebilmek için daha incelikli özellikle daha küçük yüzey alanlarını değerlendirecek yeni bir test sistemine ihtiyaç duyulmuştur(107).

Sano ve arkadaşları 1994 yılında, adeziv ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımını ortadan kaldıracak bir bağlanma testi arayışına girmişler ve ortalama 1 mm²'lik yüzey alanının kullanıldığı mikro-gerilim metodunu geliştirerek bu metodu mikro-gerilim bağlantı dayanım testi olarak adlandırmışlardır(107). Teorik olarak eğer bir cisme düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyal kuvvetler etki ederse gerilim oluşmaktadır. Cismin bu kuvvete karşı gösterdiği direnç gerilim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Mikro-gerilim bağlantı dayanım testi değerleri yükleme sonucunda gerilimin adeziv uygulanan yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir. Ancak bu bağlantı dayanımı eğer uygulanan yüzey düzgün ve stres tek bir doğrultuda iletilmişse mevcut olur. Bu şekilde maksimum gerilim stresi elde edilerek, bu stresi en küçük alanda dahi homojen olarak dağıtabilmek mümkün olur. Bu şekilde yapılan bir test düzeneği ile aynı koşullar altında örnekler incelenebilir, dahası farklı laboratuvar da aynı veya farklı materyallerin incelenmesi için de bir standart oluşturabilir(107).

2.5.2. Makrogerilim (makrotensile) bağlanma dayanımı testi

Çekme testlerinde kuvvet dağılımı makaslama testlerine göre daha homojen olmaktadır. Bu da bağlanma testi sonuçları için çok daha kararlı sonuçlara yol açmaktadır. Makro çekme

bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanmış ara yüzün yükleme eksenine dik olarak hizalanması çok önemlidir. Ayarlanmazsa kuvvet örneklerde bükülmeye neden olur. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumalıdır. Bu nedenlerle çekme testleri makaslama testlerine göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir(106).

2.5.3. Push-out testi

Push-out testi, diş hekimliğinde ilk defa 1970 yılında tanıtılmıştır(107). Bağlanma kuvvetini ölçmek için kullanılan testlerden biridir. Yuvarlak dilim şeklinde hazırlanan dentinin üstüne çalışılacak materyal için uygun boyutta delik açılarak bu deliğe adeziv sistem ile birlikte materyal yerleştirilir ve materyalin çapıyla oranı 0.85'ten az olan sivri bir uçla materyale kuvvet uygulanır. Ayrılmanın meydana geldiği kuvvet ölçülür. Bu metot klinik ortamı makaslama ve çekme testine göre daha iyi taklit etmektedir çünkü bu metotta test edilen materyalin adeziv sistemle dentine bağlanması sağlanmaktadır(106).

2.5.4. Mikromakaslama (mikroshear) bağlanma dayanımı testi

Mikro makaslama testi ilk olarak 2002 yılında Shimada ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır. Bu yöntemde bir diştten olabildiğince fazla örnek elde edilmektedir(107).

Test uygulamasında örnekler, dişlerin uzun akslarına dik ve 1 mm kalınlığında dilimler olacak şekilde hazırlanır. Elde edilen bu dilimler tekrar kesilerek 1 mm²'lik çubuklar elde edilir. Daha sonra bu çubuklar mikro makaslama test aletine mekanik olarak sıkıştırılarak tutturulur. Çubuklar, kırma ucu kompozit rezin ve diş birleşim yerine denk gelecek şekilde, mikro makaslama test düzeneğine yerleştirilir ve 1mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Newton olarak kaydedilen değerlerin örneklerin yüzey alanına bölünmesi ile Megapaskal (MPa) cinsinden hesaplanır(107).

Bu test adeziv sistemlerinin bağlanma kapasitelerinin etkili bir biçimde ister incelenmek istenilen bölgede, isterse materyalin tüm alanında hem yüzeyel hem de dentin içine doğru derin alt tabakaların profilinin belirlenmesinde kullanılabilir. Bununla birlikte bağlayıcı sistemlerinde nemli ve sulu ortamlarda özellikle tükürük gibi ağız sıvılarının bağlanmaya etkisini incelemek için kullanılabilir. Bunun en önemli sebebi bu test ile yüzeyel bölgelerin (0.02-0.05 mm) incelenebilme olanağının olmasıdır(107).

2.5.5. Makromakaslama (makroshear) bağlanma dayanımı testi

Makro makaslama bağlanma dayanımı testinde bağlanmanın gerçekleşeceği parça uygun şartlarda hazırlandıktan sonra evrensel test makinesine yerleştirilir. Makinenin kuvvet uygulayıcı koluna tek açılı çivi şeklinde uç, düz yüzeyli keski ya da tel halka bağlanarak bağlanma dayanımı test edilecek parçaya kuvvet uygulanır. Makaslama bağlanma dayanımı test metodunda bıçak sırtı biçiminde yapılan bir aparat yardımı ile dış yüzeyiyle olan bağlantının ayrılabilceği şekilde test uygulanır. ISO standardında test düzeneğinin kesici ucunun çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir. İki materyalin birbirine bir bağlanma ayanıyla bağlandığı yüzeyde kopma meydana gelene kadar değişmeyen hızla kuvvet uygulanması ilkesine dayanan bu testte, bağlanma dayanımı test sonucunun değeri, elde edilen maksimum kuvvetin bağlanmanın meydana geldiği yüzey alanına bölünmesiyle ölçülür. Bağlanma kuvvetinin değeri, pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (MPa) olarak belirtilir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerindeki iki materyalin arasındaki bağlanmanın başarısız olması iki materyal arasındaki bağlantının bozulmasıdır ve bu durumun asıl nedeni gerilme kuvvetidir. Test yapılan yüzeyin kuvvet uygulayıcı kola olan uzaklığı arttıkça uygulanan kuvvetin momenti artacağından uygulanan gerilme kuvveti de artacaktır. Deney örneğinin belirli bir bölgesine kuvvet yoğunlaştırıldığında bağlanma dayanımı kuvveti azalmaktadır. Bu sebepten düz uçlu bir keski ile uygulanan kuvvet, tel halkaya göre daha düşük bağlanma dayanımı kuvveti sonucu vermektedir. Dentinin bağlanma dayanımı değeri 10-50 MPa arasında değerlendirilmektedir. Bağlantı başarısızlıkları genellikle bu değerler arasında bulunmaktadır(106).

2.5.6. Bağlanma dayanımı testi esnasında oluşan başarısızlık tipleri

Bağlanma dayanımının test edildiği örneklerde meydana gelen kopma tipleri, adeziv bir bağlanma gösteren materyallerin ağırlık dirençlerinden etkilenir. Test sonrasında oluşan kırık tipleri belirlenirken, kopma yüzeyleri görsel olarak ışık mikroskobu veya Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanılarak incelenebilir. Kopma tipleri, meydana gelme şekillerine göre; adeziv, koheziv veya karışık (mixed) başarısızlık olarak değerlendirilir(106).

Adeziv başarısızlıklar, farklı materyaller arasında oluşan başarısızlıklardır. Koheziv başarısızlıklar, bir materyalin kendi bünyesinde meydana gelen başarısızlıklardır. Hem koheziv hem de adeziv başarısızlıkların eş zamanlı meydana geldiği başarısızlıklar ise karışık başarısızlıklardır(106).

Zayıf bağlantılı ajan kullanılan sistemlerde görülen başarısızlık tipi genellikle adeziv başarısızlık tipidir. Rezin materyal ile dentin yüzeyi arasında ya da rezin materyal ile bağlanan sistem arasında ayrılma meydana gelir. Böyle durumlarda yalnızca minimal rezin penetrasyonu meydana gelir. Güçlü bağlayıcı ajan kullanılan sistemlerde daha çok görülen koheziv başarısızlık ise bağlayıcı rezin siman sisteminin kendi içerisinde meydana gelen başarısızlık tipidir(106).

Bu tez çalışmasında; bir geliştirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal, bir yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal ve bir akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmasının, materyallere 1 dk ön ısıtma uygulaması yapılmasının, 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulaması yapılmasının ve 1 dk ön ısıtma uygulamasının ardından 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulaması yapılmasının materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarına ve Vicker's sertlik değerlerine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmanın tüm deney aşamaları, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. *İn-vitro* olarak planlanan tez çalışmamıza, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 11.03.2021 tarihli GÜDHKA EK. 2021.05/2 karar no'lu etik kurul onayı alınarak başlandı.

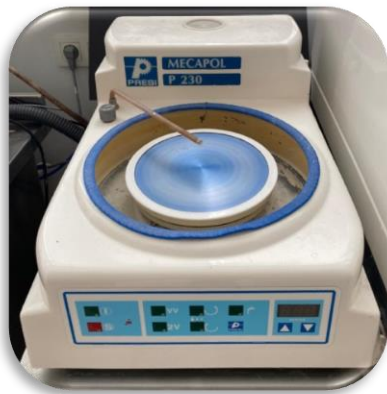
3.1. Gereç

3.1.1. Diş örneklerinin hazırlanmasında kullanılan araçlar

Çalışmada diş örneklerinin hazırlanmasında kullanılan araçlar ve materyaller Çizelge 3.1. ve Resim 3.1.'de gösterildi.

Çizelge 3.1. Diş örneklerinin hazırlanmasında kullanılan araçlar ve materyaller

Elmas Separe (Meisinger, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Almanya)
Soğuk Tamir Akriliği (Takilon®, Cold-Curing Dental Polymer, Rodont, İtalya)
Zımparalama ve Polisaj Cihazı (Presi Mecapol P230, Grenoble, Fransa)
Silikon Karbid Zımpara Kağıdı (Atlas brand, English abrasives, İngiltere)



Resim 3.1. Zımparalama ve polisaj cihazı

3.1.2. Kullanılan restoratif materyaller ve içerikleri

Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 3.2. ve Resim (3.2.-3.7.)'de gösterildi.

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal Adı ve Tipi	İçerik
Equia Forte HT - Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal	Toz: Floroalüminosilikat cam, poliakrilik asit, demir oksit Sıvı: Polibazik karboksilik asit, su
Fuji IX GP - Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal	Toz: Alüminosilikat cam, poliakrilik asit Sıvı: Poliakrilik asit, su
Estelite Bulk-fill Flow - Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin Restoratif Materyal	Doldurucu içeriği: %56 hacimce %70 ağırlıkça Yeni organik inorganik hibrit doldurucu, supra nano küresel doldurucu (SiO ₂ -ZrOs), Bis-GMA, TEGDMA, BisMPEPP, CQ, Radikal-Amplified Fotopolimerizasyon başlatıcısı
Equia Forte Coat - Coating Ajan	Metilmetakrilat, multifonksiyonel metakrilat, kamforkinon
G - Premio Bond - Üiversal Bağlayıcı Ajan	Aseton (%25-50), 2-hidroksi-1,3 dimetakrilaksipropan (%10-20), metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (%5-10), 2,2-etilendioksidietyl dimetakrilat (1 %5), difenil(2,4 ,6-trimetilbenzoil)- fosfin oksit (%1-5), 2,6-di-tert-butil-p-kresol (<%0,5)
Cavity Conditioner - Kavite Yüzey Düzenleyicisi	%20 Polialkenoik asit, %3 alüminyum klorür (pH 1.2)



Resim 3.2. Equia forte HT



Resim 3.3. Fuji IX



Resim 3.4. Estelite bulk-fill flow



Resim 3.5. Kavite yüzey düzenleyicisi



Resim 3.6. Equia forte coat



Resim 3.7. G - Premio bond

3.1.3. Restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan araçlar

Çalışmada restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan araçlar Çizelge 3.3. ve Resim (3.8.-3.13.)’te gösterildi.

Çizelge 3.3. Restoratif materyallerin yerleştirilmesinde kullanılan araçlar

Thermocouple (TT Technic, Şanghay, Çin)
Kavitron (VDW, Münih, Almanya)
Elektrikli Cezve (Sinbo, Türkiye)
Amalgamatör (Linea Tac, Montegrosso, İtalya)
Kapsül Uygulayıcı (GC Corp., Tokyo, Japonya)
LED Işık Cihazı (D-Light Pro, GC Europe N.V., Leuven, Belçika)



Resim 3.8. Thermocouple



Resim 3.9. Kavitron



Resim 3.10. Elektrikli cezve



Resim 3.11. Amalgamatör



Resim 3.12. Kapsül uygulayıcı



Resim 3.13. LED ışık cihazı

3.1.4. Üniversal test cihazı

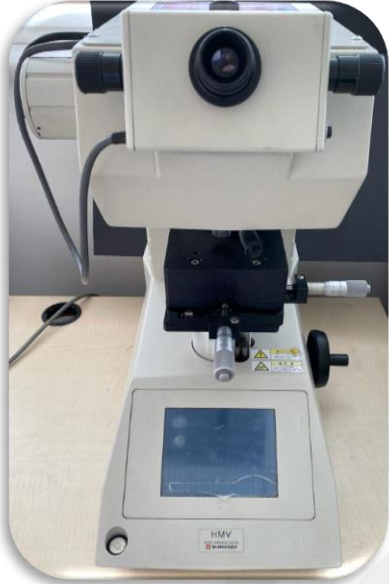
Hazırlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi üniversal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirildi (Resim 3.14.). Elde edilen Newton değerleri örneklerin yüzey alanı hesaplanarak MPa değerlerine dönüştürüldü ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.



Resim 3.14. Üniversal test cihazı

3.1.5. Vicker's sertlik ölçüm cihazı

Hazırlanan örneklerin mikro sertlik analizlerinin yapılması için vicker's sertlik ölçüm cihazı (Shimadzu HMV-700 Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanıldı (Resim 3.15.).



Resim 3.15. Vicker's sertlik ölçüm cihazı

3.2. Yöntem

3.2.1. Power analiz

Farklı uygulama teknikleri kullanılan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyallerin ve Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin Restoratif Materyal örneklerinin Vicker's sertlik değerleri ve dentine makaslama bağlanma dayanım değerleri açısından 0,40'lık etki büyüklüğü dikkate alındığında herhangi 2 grup arasındaki farkların %80 güç ve %5 yanılma düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için grupların her birine en az 13'er örnek alınması planlandı. 1:4 oranında olası veri kaybı dikkate alındığında alt grupların her birine en az 16'sar örneğin dahil edilmesi öngörüldü. Çalışmanın sonunda veri kayıpları sebebiyle her grup için 14 örnek değerlendirmeye alındı. Örneklem genişliği hesaplamaları G*Power 3.1.9.6. (Franz Faul, Universitat Kiel, Almanya) paket programında yapıldı.

3.2.2. Vicker's sertlik testi

3.2.2.1. Örneklerin hazırlanması

Vicker's sertlik ölçümleri için 4 mm derinliğinde ve 4 mm çapında teflon kalıplar kullanıldı. Her bir örnek hazırlanırken altta siman camı onun üstüne şeffaf bant yerleştirilip üstüne teflon kalıp koyularak gruplara göre restoratif materyaller uygulandı. Daha sonra uygulanan restoratif materyalin üzerine bir şeffaf bant ve onun da üzerine siman camı koyularak düz bir yüzey elde etmek için hafif bir kuvvet uygulandı. Grup 1'de 10 sn amalgamatörde karıştırılan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (Equia Forte HT, GC Corp., Tokyo, Japonya); üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Takiben üzerine coating ajan uygulandı. Grup 2'de 10 sn amalgamatörde karıştırılan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (Fuji IX, GC Corp., Tokyo, Japonya); üretici firma talimatlarına göre uygulandı ve üzerine coating ajan uygulandı. Grup 3'te Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin (Estelite Bulk-fill Flow, Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japonya); üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Grup 1a'da uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde (suyun sıcaklığı bir thermocouple yardımıyla sabit tutuldu) 1 dk bekletilen Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal yerleştirildi. Grup 2a'da uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal yerleştirildi. Grup 3a'da uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin yerleştirildi. Grup 1b'de Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; yerleştirme esnasında Kavitrone (VDW, Münih, Almanya) REDO2 ucu ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 2b'de Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; Grup 1b'de uygulanan yöntem ile yerleştirildi. Grup 3b'de Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin; yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 1c'de Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal önce 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilip yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 2c'de Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal Grup 1c'de belirtilen yöntem uygulanarak yerleştirildi. Grup 3c'de Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin Grup 1c'de belirtilen yöntem uygulanarak yerleştirildi.

Çalışmadaki deney grupları ve örneklerin hazırlanması için uygulanan işlemler Çizelge 3.4.'te ve Resim (3.16.-3.25.)'te gösterilmektedir.

Çizelge 3.4. Çalışmadaki deney grupları ve örneklerin hazırlanması amacıyla uygulanan işlemler

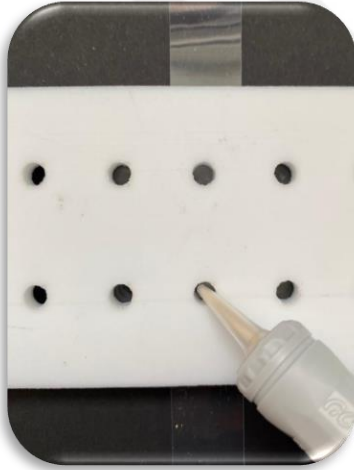
Deney Grupları	Örneklere Uygulanan İşlemler
Grup 1	Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (Kontrol) (GYVCİSK)
Grup 1a	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (GYVCİSI)
Grup 1b	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (GYVCİSU)
Grup 1c	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (GYVCİSIU)
Grup 2	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (Kontrol) (YVCİSK)
Grup 2a	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (YVCİSI)
Grup 2b	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (YVCİSU)
Grup 2c	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal (YVCİSIU)
Grup 3	Akışkan Bulk-fill Kompozit Rezin (Kontrol) (ABK)
Grup 3a	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Akışkan Bulk-fill Kompozit Rezin (ABI)
Grup 3b	Yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Akışkan Bulk-fill Kompozit Rezin (ABU)
Grup 3c	50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen ve yerleştirme esnasında kavitron ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanan Akışkan Bulk-fill Kompozit Rezin (ABIU)



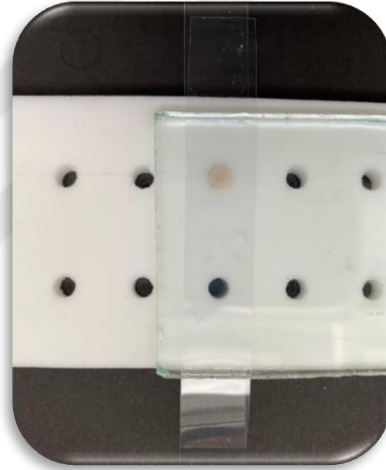
Resim 3.16. 4 mm $\varnothing$ unda ve 4 mm derinliğinde delikler hazırlanmış teflon kalıp



Resim 3.17. Teflon kalıba restoratif materyalin yerleştirilmesinden önce kalıbın altına siman camı ve şeffaf bant yerleştirilmesi



Resim 3.18. Teflon kalıba restoratif materyalin yerleştirilmesi



Resim 3.19. Üst yüzeye siman camı uygulanması



Resim 3.20. Ön ısıtma uygulaması yapılacak grup örneklerinin hazırlanması için sıcaklığı 50°C' ye ayarlanmış su



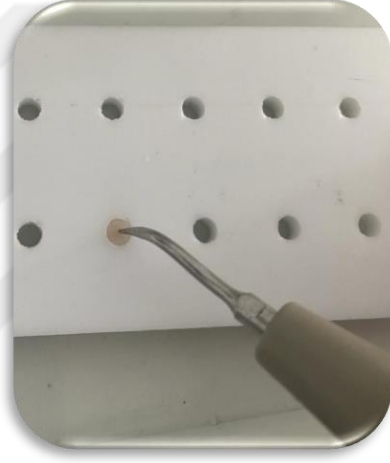
Resim 3.21. Güçlendirilmiş yüksek cam iyonomer restoratif materyalin ısıtılması



Resim 3.22. Yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin ısıtılması



Resim 3.23. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin ısıtılması



Resim 3.24. Ultrasonik aktivasyon uygulaması için kavitrone kullanılması



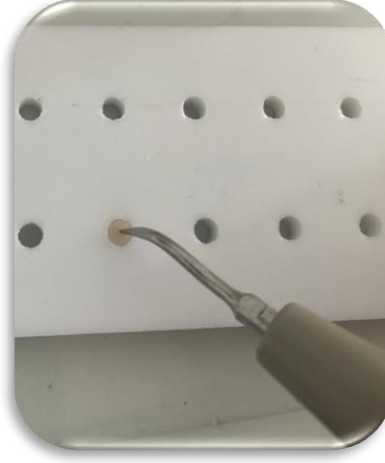
Resim 3.25. Vicker's sertlik ölçümü için teflon kalıp kullanılarak hazırlanan örnekler (Grup 1-12)

3.2.2.2. Vicker's sertlik testinin yapılması

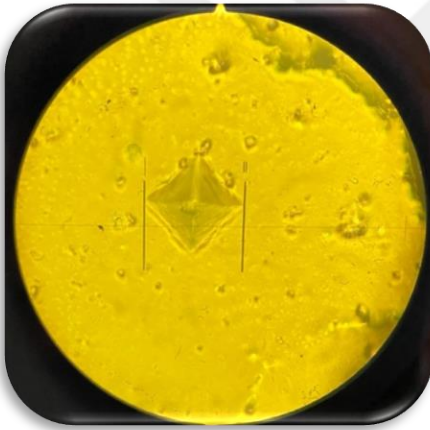
Hazırlanan örneklerin üst yüzeylerinin sertlik değerleri Vicker's Sertlik Ölçüm Cihazı (HNV-700 Microhardness Tester, Shimadzu, Japonya) kullanılarak ölçüldü. Test esnasında 10 sn süre ile 100 gram bir diğer ifadeyle 980.7 mN yük uygulanarak cihaz çalıştırıldı ardından oluşan eşkenar dörtgen iz düşüm köşeleri x40 büyütmede oküler altında işaretlendi ve Vicker's sertlik değerleri elde edildi (Resim 3.26., 3.27. ve 3.28.). Her bir örnek için ölçümler 3 farklı noktadan tekrarlandı. Elde edilen ölçüm değerlerinin ortalaması o örneğin üst yüzey sertlik değeri olarak kaydedildi.



Resim 3.26. Vicker's sertlik ölçüm cihazının ayarlanması



Resim 3.27. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi



Resim 3.28. Örnek yüzeyinde oluşan eşkenar dörtgenin mikroskoptaki görüntüsü

3.2.3. Makaslama bağlanma dayanımı testi

3.2.3.1. Diş seçimi

İn-vitro olarak yürütülen çalışmamızda diş seçimi; çekim endikasyonu konulan insan molar dişleri arasından görsel olarak incelendiğinde çürüklü, çatlak, kırık ve restorasyon bulunan, demineralizasyon-hipomineralizasyon gösteren, aşınmış dişler çalışma dışı bırakılarak yapıldı. Çekimi yapılan dişlerin üzerindeki eklentiler mekanik olarak uzaklaştırıldıktan sonra pomza ve polisaj fırçası kullanılarak temizlendi. En fazla 2 ay süreyle haftalık olarak değiştirilerek distile suda bekletildi.

3.2.3.2. Diş örneklerinin hazırlanması

Çalışmaya 84 adet çekim endikasyonu bulunan sağlam insan molar dişi dahil edildi. Dişler seperatörle meziodistal yönde ikiye ayrıldı. Dişlerin bukkal/palatinal-lingual yüzeyleri üst tarafa gelecek şekilde bir polivinilklorür (PVC) silindir ile çevrili pembe soğuk akril içine yerleştirildi (Resim 3.29.). Mine yüzeyi 800 grid'lik zımpara kağıtları kullanılarak dentin yüzeyi açığa çıkana kadar su soğutması altında 300 devir/dk hızda zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P230 Presi, Fransa) yardımı ile aşındırıldı (Resim 3.30.). Örnekler rastgele 12 gruba (n=14) ayrıldı.



Resim 3.29. Diş örneğinin hazırlanması



Resim 3.30. Diş örneğinin mine yüzeyinin zımpara kağıdıyla aşındırılması ve dentin yüzeyinin açığa çıkarılması

Grup 1'de açığa çıkan dentin yüzeyine 10 sn kavite yüzey düzenleyicisi uygulanmasını takiben 10 sn amalgamatörde karıştırılan Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal şeffaf plastik tüp kullanılarak (4 mm derinliğinde ve 2,72 mm çapında) üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Takiben üzerine coating ajan uygulandı. Grup 2'de açığa çıkan dentin yüzeyine 10 sn kavite yüzey düzenleyicisi uygulanmasını takiben 10 sn amalgamatörde karıştırılan Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal şeffaf plastik tüp kullanılarak üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Takiben üzerine coating ajan uygulandı. Grup 3'te açığa çıkan dentin yüzeyine önce bir universal adeziv uygulandı daha sonra Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezine şeffaf plastik tüp kullanılarak üretici firma talimatlarına göre uygulandı. Grup 1a'da açığa çıkan dentin yüzeyine uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde (suyun sıcaklığı bir thermocouple yardımıyla sabit tutuldu) 1 dk bekletilen Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal Grup

1'deki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi. Grup 2a'da açığa çıkan dentin yüzeyine uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; Grup 2'deki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi. Grup 3a'da açığa çıkan dentin yüzeyine uygulama öncesi 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilen Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin Grup 3'teki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi. Grup 1b'de açığa çıkan dentin yüzeyine grup 1'deki uygulama basamakları takip edilerek Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 2b'de açığa çıkan dentin yüzeyine Grup 2'deki uygulama basamakları takip edilerek Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 3b'de açığa çıkan dentin yüzeyine Grup 3'teki uygulama basamakları takip edilerek Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin; yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak yerleştirildi. Grup 1c'de açığa çıkan dentin yüzeyine Güçlendirilmiş Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal önce 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilip yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak Grup 1'deki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi. Grup 2c'de açığa çıkan dentin yüzeyine Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal; önce 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilip yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak Grup 2'deki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi. Grup 3c'de açığa çıkan dentin yüzeyine Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezin; önce 50°C sıcaklıktaki su içinde 1 dk bekletilip yerleştirme esnasında kavitrone ile 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulanarak Grup 3'teki uygulama basamakları takip edilerek yerleştirildi.

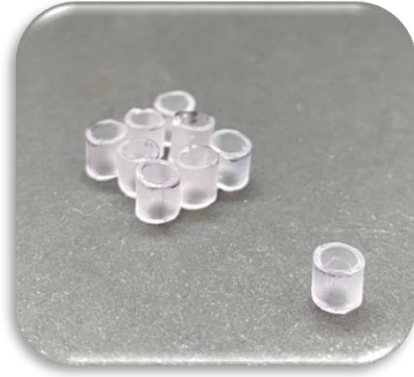
3.2.3.3. Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması

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

Çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanma aşamaları ve kullanılan materyaller Resim (3.31.-3.48.)'de gösterilmektedir.



Resim 3.31. Dentin yüzeyi restoratif materyalin bağlanması için hazırlanmış diş örneği



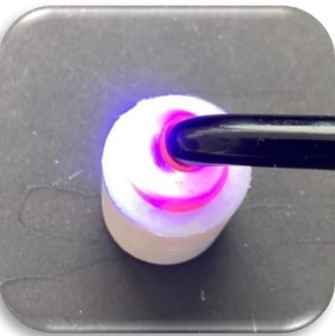
Resim 3.32. İç çapı 2,72 mm olan şeffaf plastik tüp



Resim 3.33. Ünlversal bağlayıcı ajan



Resim 3.34. Ünlversal bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine uygulanması



Resim 3.35. Ünlversal bağlayıcı ajanın LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi



Resim 3.36. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin şeffaf plastik tüp aracılığıyla dentin yüzeyine uygulanması



Resim 3.37. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi



Resim 3.38. Kavite yüzey düzenleyicisi



Resim 3.39. Kavite yüzey düzenleyicisinin dentin yüzeyine uygulanması



Resim 3.40. Equia forte HT kapsülü



Resim 3.41. Fuji IX kapsülü



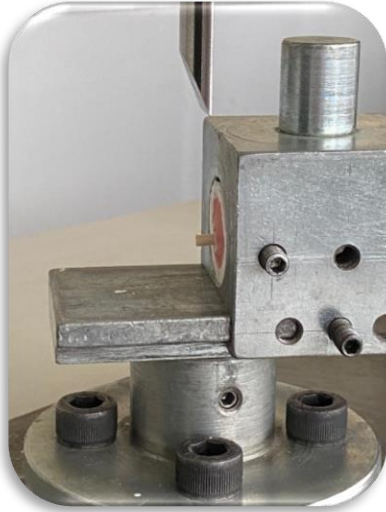
Resim 3.42. Yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin şeffaf plastik tüp aracılığıyla dentin yüzeyine uygulanması



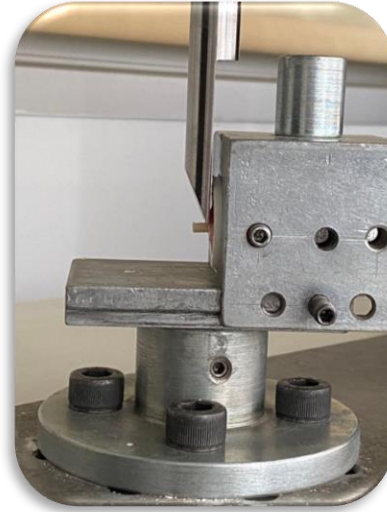
Resim 3.43. Restoratif materyalin dentin yüzeyine bağlanması



Resim 3.44. Restoratif materyalin dentin yüzeyine bağlanması (üstten görünüm)



Resim 3.45. Hazırlanan örneğin universal test cihazına bağlanması



Resim 3.46. Universal test cihazının test için başlatılması



Resim 3.47. Universal test cihazının ekran görüntüsü



Resim 3.48. Örneğin kırılması

3.2.3.4. Kırılma tiplerinin analizi

Tüm örneklerde kırılmanın meydana geldiği yüzey stereomikroskop (Olympus SZ-40, Tokyo, Japonya) kullanılarak x40 büyütmeyle incelendi. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi ve elde edilen veriler kaydedildi (Resim 3.49. ve 3.50.).

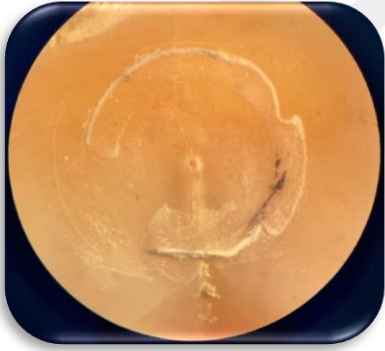
Adeziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası diş ve restoratif materyal arasındadır.

Koheziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası restoratif materyalin ya da dişin kendi içindedir.

Miks: Adeziv-restoratif materyal-diş dokusunda karma başarısızlık gözlenmektedir.



Resim 3.49. Örneklerin kırılma yüzeylerinin stereomikroskop kullanılarak x40 büyütmeyle incelenmesi



Resim 3.50. Örneğin kırılma yüzeyinin mikroskoptaki görüntüsü

3.2.4. Verilerin istatistiksel analizi

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

Çalışmada örneklem düşük olduğu için (her bir gruba düşen ölçüm sayısı; $n < 30$; Merkezi limit teoremi) parametrik olmayan testlerden yararlanıldı. Ayrıca gruplara göre ölçümlerin normalliği incelendiğinde tüm gruplarda normal dağılımın sağlanmadığı görüldü. Çalışmada test tekniklerinden Mann Whitney testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Gruplar arası Vicker's sertlik ölçümlerinin ortalamaları incelendiğinde Grup 3c (73,82), Grup 3b (68,24), Grup 3 (52,15) gruplarında Vicker's sertlik değerleri en yüksek, Grup 2a (34,47), Grup 1a (36,17), Grup 1b (39,68), Grup 2b (40,32) gruplarında en düşük bulundu (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. Vicker's sertlik ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistikleri

Grup	Vicker's Sertlik				
	Minimum	Maksimum	Medyan	Ortalama	Std. Sapma
Grup 1	33,03	64,47	40,70	45,47	12,62
Grup 1a	30,00	43,13	34,68	36,17	4,49
Grup 1b	32,03	46,43	39,67	39,68	4,83
Grup 1c	30,00	94,70	38,52	45,50	18,98
Grup 2	29,93	59,80	41,03	41,44	10,85
Grup 2a	27,90	44,20	34,92	34,47	4,94
Grup 2b	34,60	49,30	37,93	40,32	5,45
Grup 2c	31,33	66,80	36,55	40,98	11,06
Grup 3	47,00	68,73	50,12	52,15	6,03
Grup 3a	45,27	53,30	48,65	48,57	2,01
Grup 3b	50,63	119,33	65,33	68,24	18,09
Grup 3c	54,30	166,67	59,53	73,82	31,00

Vicker's sertlik ölçümlerine ilişkin grup içi karşılaştırma sonuçlarının Mann Whitney testi ile hesaplanan p-değerleri çizelgede verilmiştir. Bu değerlere göre Vicker's sertlik ölçümü bakımından; Grup 1 (45,47) grubu ile Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 2 (41,44) grubu ile Grup 3 (52,15), Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 3 (52,15) grubu ile Grup 1a (36,17), Grup 2a (34,47), Grup 2b (39,68), Grup 2b (40,32), Grup 3b (68,24), Grup 1c (45,50), Grup 2c (40,98), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 1a (36,17) grubu ile Grup 3a (48,57), Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82), Grup 2b (40,32) grupları arasında; Grup 2a (34,47) grubu ile Grup 3a (48,57), Grup 2b (39,68), Grup 2b (40,32), Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 3a (48,57) grubu ile Grup 1b (39,68), Grup 2b (40,32), Grup 3b (68,24), Grup 2c (40,98), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 1b (39,68) grubu ile Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 2c (40,98) grubu ile Grup 3b (68,24), Grup 3c (73,82) grupları arasında; Grup 3b (68,24) grubu ile Grup 1c (45,50), Grup 2c (40,98) grupları arasında; Grup 1c (45,50) grubu ile Grup

3c (73,82) grubu arasında; Grup 2c (40,98) grubu ile Grup 3c (73,82) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 4.2.).

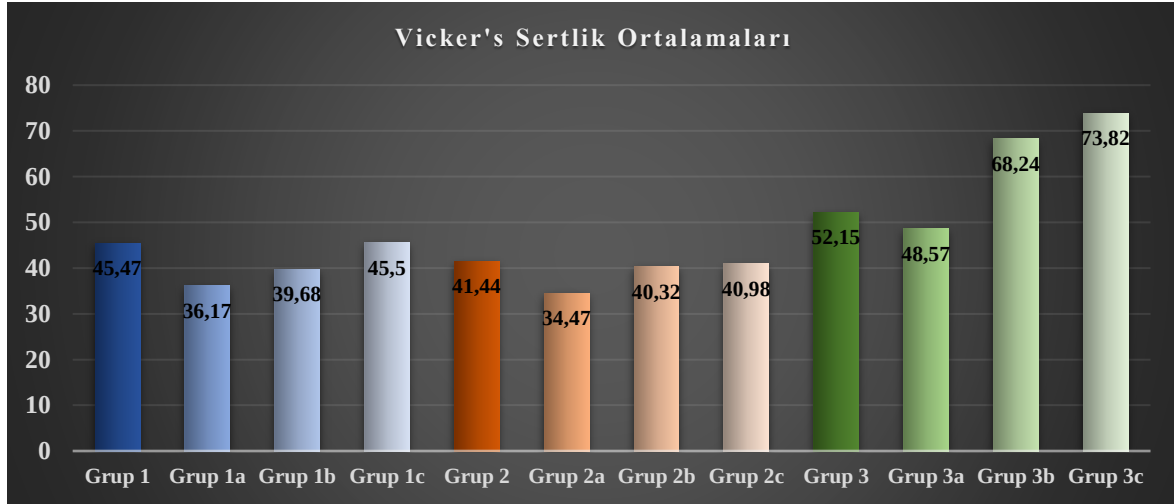


Çizelge 4.2. Vicker's sertlik ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 1a	Grup 2a	Grup 3a	Grup 1b	Grup 2b	Grup 3b	Grup 1c	Grup 2c	Grup 3c
Grup 1	X	0,168	0,183	0,108	0,031*	0,491	0,408	0,927	0,002*	0,613	0,679	0,003*
Grup 2	X	X	0,024*	0,581	0,077	0,154	0,927	0,909	0,000*	0,800	0,800	0,000*
Grup 3	X	X	X	0,000*	0,000*	0,129	0,000*	0,000*	0,001*	0,022*	0,001*	0,000*
Grup 1a	X	X	X	X	0,370	0,000*	0,069	0,029*	0,000*	0,421	0,215	0,000*
Grup 2a	X	X	X	X	X	0,000*	0,010*	0,015*	0,000*	0,069	0,118	0,000*
Grup 3a	X	X	X	X	X	X	0,000*	0,000*	0,000*	0,054	0,002*	0,000*
Grup 1b	X	X	X	X	X	X	X	0,927	0,000*	0,890	0,550	0,000*
Grup 2b	X	X	X	X	X	X	X	X	0,000*	0,713	0,291	0,000*
Grup 3b	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,001*	0,000*	0,748
Grup 1c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,927	0,002*
Grup 2c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,000*
Grup 3c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

*p<0,05 anlamlı fark var, p>0,05 anlamlı fark yok; Mann Whitney

Vicker's sertlik ölçümü ortalamalarının gruplara göre dağılımı Şekil 4.1.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Vicker's sertlik ölçümü ortalamalarının gruplara göre dağılımı

- Çalışmamızda en yüksek Vicker's sertlik değerlerini Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezın grupları gösterdi.
- Aynı tekniklerle yerleştirilen Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal ve Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyal örneklerinde Vicker's sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.
- Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezınin hem ısı hem de ultrasonik aktivasyon ile yerleştirildiği grup; hem kontrol grubundan hem de ısı uygulaması ile yerleştirilen gruptan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek Vicker's sertlik değerleri gösterdi.
- Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezınin ısı uygulaması ile yerleştirildiği grup ile Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin hem ısı hem de ultrasonik aktivasyon uygulaması ile yerleştirildiği grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi.
- Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin ultrasonik aktivasyon uygulaması ile yerleştirildiği grup; ısı uygulaması ile yerleştirildiği gruptan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek Vicker's sertlik değerleri gösterdi.
- Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin kontrol grubunun Vicker's sertlik değerleri; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın ısı ile yerleştirildiği gruptan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu.

- Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin ultrasonik aktivasyon ile yerleştirildiği gruptaki Vicker's sertlik değerleri; Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin ısı ile yerleştirildiği gruba göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu.
- Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin ultrasonik aktivasyon uygulaması ile yerleştirildiği grup; Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyalin ısı ile yerleştirildiği gruptan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek Vicker's sertlik değerleri gösterdi.

Gruplar arası makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin ortalamalarına göre; Grup 3 (19,93), Grup 3b (19,37), Grup 3a (17,25), Grup 3c (16,54) gruplarında makaslama bağlanma dayanım değerleri en yüksek, Grup 1 (5,07), Grup 2 (5,79), Grup 1b (6,64), Grup 1c (5,91), Grup 2c (5,56) gruplarında en düşük bulundu (Çizelge 4.3.).

Çizelge 4.3. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistikleri

Grup	Makaslama Bağlanma Dayanımı				
	Minimum	Maksimum	Medyan	Ortalama	Std. Sapma
Grup 1	3,10	7,27	4,83	5,07	1,23
Grup 1a	3,91	12,28	8,01	7,80	2,93
Grup 1b	2,68	12,76	6,08	6,64	3,05
Grup 1c	3,15	10,33	5,87	5,91	1,61
Grup 2	2,25	12,95	5,12	5,79	2,69
Grup 2a	3,52	13,40	7,18	7,11	2,87
Grup 2b	2,53	12,19	8,46	7,81	3,34
Grup 2c	2,68	11,29	4,87	5,56	2,76
Grup 3	12,14	26,61	20,47	19,93	4,23
Grup 3a	11,77	27,26	14,38	16,54	4,46
Grup 3b	12,14	26,08	19,37	19,37	4,35
Grup 3c	12,11	23,74	18,43	17,25	3,47

Makaslama bağlanma dayanım ölçümlerine ilişkin grup içi karşılaştırma sonuçlarının Mann Whitney testi ile hesaplanan p-değerleri Çizelge 4.4.'te verilmektedir. Bu değerlere göre makaslama bağlanma dayanımı ölçümü bakımından; Grup 1 (5,07) grubu ile Grup 3 (19,93), Grup 1a (7,80), Grup 3a (16,54), Grup 3b (19,37), Grup 3c (17,25), Grup 2b (7,81) grupları arasında; Grup 2 (5,79) grubu ile Grup 3 (19,93), Grup 3a (16,54), Grup 3b (19,37), Grup 3c

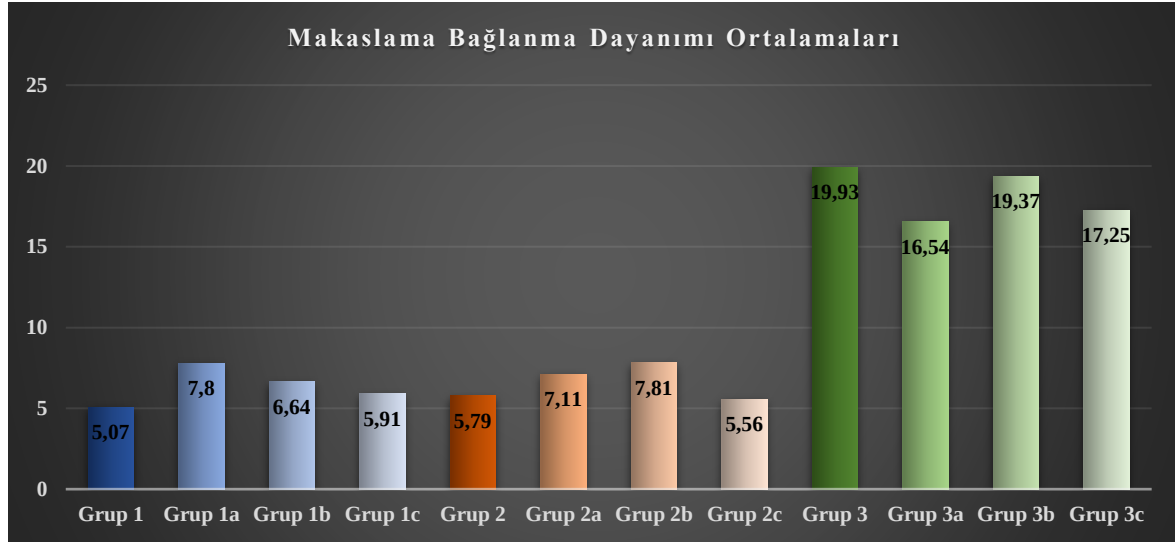
(17,25) grupları arasında; Grup 3 (19,93) grubu ile Grup 1a (7,80), Grup 3a (16,54), Grup 2a (7,11), Grup 1b (6,64), Grup 2b (7,81), Grup 1c (5,91), Grup 2c (5,56) grupları arasında; Grup 1a (7,80) grubu ile Grup 3a (16,54), Grup 3b (19,37), Grup 3c (17,25), Grup 2c (5,56) grupları arasında; Grup 2a (7,11) grubu ile Grup 3a (16,54), Grup 3b (19,37), Grup 3c (17,25) grupları arasında; Grup 3a (16,54) grubu ile Grup 1b (6,64), Grup 3b (19,37), Grup 2b (7,81), Grup 1c (5,91), Grup 2c (5,56) grupları arasında; Grup 1b (6,64) grubu ile Grup 3b (19,37), Grup 3c (17,25) grupları arasında; Grup 2b (7,81) grubu ile Grup 3b (19,37), Grup 3c (17,25) grupları arasında; Grup 3b (19,37) grubu ile Grup 1c (5,91), Grup 2c (5,56) grupları arasında; Grup 1c (5,91) grubu ile Grup 3c (17,25) grupları arasında; Grup 2c (5,56) grubu ile Grup 3c (17,25) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 4.4.).

Çizelge 4.4. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 1a	Grup 2a	Grup 3a	Grup 1b	Grup 2b	Grup 3b	Grup 1c	Grup 2c	Grup 3c
Grup 1	X	0,535	0,000*	0,008*	0,051	0,000*	0,183	0,048*	0,000*	0,113	0,854	0,000*
Grup 2	X	X	0,000*	0,073	0,183	0,000*	0,550	0,135	0,000*	0,597	0,696	0,000*
Grup 3	X	X	X	0,000*	0,000*	0,048*	0,000*	0,000*	0,679	0,000*	0,000*	0,066
Grup 1a	X	X	X	X	0,581	0,000*	0,241	0,927	0,000*	0,103	0,024*	0,000*
Grup 2a	X	X	X	X	X	0,000*	0,566	0,476	0,000*	0,190	0,118	0,000*
Grup 3a	X	X	X	X	X	X	0,000*	0,000*	0,043*	0,000*	0,000*	0,383
Grup 1b	X	X	X	X	X	X	X	0,370	0,000*	0,629	0,301	0,000*
Grup 2b	X	X	X	X	X	X	X	X	0,000*	0,073	0,081	0,000*
Grup 3b	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,000*	0,000*	0,198
Grup 1c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,370	0,000*
Grup 2c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0,000*
Grup 3c	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

*p<0,05 anlamlı fark var, p>0,05 anlamlı fark yok; Mann Whitney

Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamalarının gruplara göre dağılımı Şekil 4.2.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamalarının gruplara göre dağılımı

- Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezın en yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösteren materyal oldu. Bu değerler, Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyal ve Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyalin tüm gruplarındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bulundu.
- Ancak Akışkan Bulk-Fill Kompozit Rezının ısı ile uygulandığı grupta makaslama bağlanma değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha düşük bulundu.
- Aynı tekniklerle yerleştirilen Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyal ve Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyal örneklerinde makaslama bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.
- Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyalin ısı uygulanarak yerleştirildiği grupta makaslama bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek bulundu.
- Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf Materyalin ultrasonik aktivasyon ile yerleştirildiği grup; Güçlendirilmiş Yüksek Visköziteli Cam İyonmer Restoratıf

Materyalin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösterdi.

Kırılma tipleri incelendiğinde; Grup 2'teki örneklerin %92,9'unda miks tipi kırılma gözlenirken %7,1'inde adeziv tipi kırılma gözlemlendi; Grup 3'teki örneklerin %78,6'sında miks tipi kırılma gözlenirken %21,4'ünde adeziv tipi kırılma gözlemlendi; Grup 1, Grup 1a, Grup 2a, Grup 3a, Grup 1b, Grup 2b, Grup 3b, Grup 1c, Grup 2c ve Grup 3c'deki örneklerin %100'ünde miks tipi kırılma gözlemlendi (Çizelge 4.5.).

Çizelge 4.5. Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı

Gruplar	Kırılma tipleri			
	Adeziv		Miks	
	n	%	n	%
Grup 1	0	0,0	14	100
Grup 1a	0	0,0	14	100
Grup 1b	0	0,0	14	100
Grup 1c	0	0,0	14	100
Grup 2	1	7,1	13	92,9
Grup 2a	0	0,0	14	100
Grup 2b	0	0,0	14	100
Grup 2c	0	0,0	14	100
Grup 3	3	21,4	11	78,6
Grup 3a	0	0,0	14	100
Grup 3b	0	0,0	14	100
Grup 3c	0	0,0	14	100



5. TARTIŞMA

Cam iyonomer siman (CİS) restoratif materyal olarak diş hekimliğine ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtıldı. İlk cam iyonomer siman, floroalüminosilikat cam tozu ve polikarboksilik asit arasındaki sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir üründür. Bu nedenle, cam iyonomer simanlar, genelde florüroalüminosilikat cam toz ve poliasidin sulu solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşen su bazlı bir materyal olarak tanımlanır. CİS kompleks yapıda ve piyasada bulunan sistemlerin hiçbiri mekanik veya kimyasal olarak birbirinin aynısı değildir. Sertleşmiş simanın özelliği yüksek moleküler ağırlığı olan organik-inorganik kompleksten meydana gelmesidir. (96).

CİS, florür salımı ve yeniden florür yüklenebilme özelliği ile diş dokuları ile şelasyon oluşturur. CİS, önceleri sadece kaide materyali olarak kullanıldı; içeriğinde yapılan modifikasyonlarla restoratif materyal olarak da kullanıma sunuldu. Dolayısıyla, amalgam ve kompozit rezin restoratif materyallerle benzer endikasyonlarda kullanılabilir hale geldi. Materyale ısı, ultrasonik aktivasyon, lazer uygulanması ve materyalin yapısına çeşitli partiküller eklenmesi, CİS'lerin fiziksel özelliklerini geliştirebilir. Bunun yanı sıra, içeriğine farklı ajanlar eklenerek antibakteriyel özelliklerinin artırılması da amaçlandı. Çalışmamızda, materyallerin, sertlik özelliklerinin ve bağlanma dayanımlarının artırılması amacı ile ısı, ultrasonik aktivasyon uygulaması ve bunların kombinasyonu uygulandı.

Kompozit rezin restoratif materyaller, posterior dişlerin restore edilmesi amacıyla giderek daha fazla kullanılmaya başladı. Estetik, diş renginde ve cıva içermeyen restorasyonlara yönelik artan talep, kompozit rezin materyallerin kullanımının artmasına neden oldu. 2013 yılında gerçekleşen Minamata Kongresi ile dental amalgamın aşamalı olarak kaldırılması çağrısında bulunulması ve diş hekimliği fakültelerinin kompozit rezin tekniklerini giderek daha fazla öğretmesiyle, posterior dişlerin restorasyonu için kompozit rezin materyallerin tercih edilme oranı artmaya başladı(42).

Bulk-fill kompozit rezin restoratif materyaller; rezin bazlı kompozit materyaller arasında son dönemlerde öne çıkan materyaller arasına girdi. Tek bir tabaka şeklinde 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilmesine izin veren materyal yapısı sayesinde gereken teknik hassasiyet ve hasta başında geçen süre azaldı. Viskozitelerine göre, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ve akışkan bulk-fill kompozit rezin olarak sınıflandırılır(42).

Restoratif materyallerin, diş dokularına uygun şekilde bağlanmasının yanında, yeterli yüzey sertlik değerlerine sahip olması önemli bir faktördür. Bir materyalin yüzey sertliği genel olarak, yüzeyinde çizik oluşturmak, yüzeyini delip geçmek ya da çentik atmak gibi sürekli deformasyonlara karşı gösterdiği direnç olarak ifade edilir. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, intraoral ortamda kullanımları boyunca pH, oklüzal yük ve ısı değişimi gibi pek çok etkiye maruz kalır. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Sertlik, materyalin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma ve aşınma direncini artırdığı gibi kuvvetler karşısında şeklini muhafaza etmesinde de önemli rol oynar. Dolayısıyla, materyalin klinik başarısını yorumlamada yüzey sertliği etkili ve geçerli bir yöntemdir. Diş hekimliğinde kullanılan bir materyalin aşınma ve çizilmeye karşı direncinin az olması, restorasyonun klinik olarak başarısız olmasına da yol açabilmektedir. Yüzey sertliği ölçümleri, genellikle konik veya küresel standart bir ucun, materyal yüzeyine bastırılması karşısında materyalin gösterdiği direncin ölçülmesi ile yapılır. Bu uç belirli bir süre ve belirli bir kuvvet uygulaması ile materyale temas ettiğinde materyal üzerinde iz düşümü oluşturur. Materyalin sertlik değeri oluşan bu iz düşümünün büyüklüğü ile ters orantılıdır. Ölçümler yapılırken örneğin yüzeyinde çeşitli bölgelerden homojen olarak birkaç defa ölçüm yapılarak bunların ortalaması alınır(98). Bu tez çalışmasında, materyallerin yüzey sertliği değerlendirilirken farklı noktalardan 3 ölçüm yapıldı ve bunların ortalaması alındı.

İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına iyice adapte olabilmeli ve iyi bir yalıtım sağlamalıdır. Yetersiz yalıtım sonucunda oluşan kenar aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, başka bir deyişle, mikrosızıntıya sebep olur ve sonucunda kenar renklenmesi, post-operatif hassasiyet, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlara neden olur. İyi bir kenar uyumu sonucunda çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi önlenir veya geciktirilir ayrıca ağız sıvılarının dentine doğru sızması sonucu bakteri ve toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpada iltihabi değişmelere neden olması engellenir(108). Dolayısıyla restoratif materyallerin diş yapısına bağlanabilmesi mevcut restoratif tekniklerde önemli bir faktördür(109). Kompozit rezin materyaller diş dokularına mikromekanik tutunma sağlar(110). Cam iyonomer materyaller ise şelasyon yoluyla diş dokularına kimyasal bağlanma sağlar(111). Bu nedenle, tez çalışmasında farklı uygulama tekniklerinin akışkan bulk-fill kompozit rezin ve farklı cam iyonomer materyallerin dentine bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildi.

In-vivo testler diş hekimliğinde kullanılan materyallerin değerlendirilmesinde önemli yere sahiptir. Ancak yapılan bu testler, ağız içerisinde oluşan farklı streslerin restorasyona yaptığı etkiyi doğru olarak değerlendiremeyebilir. Güncel adeziv ajanların hızlı gelişimi ve ideal ürün arayışı nedeniyle *in-vitro* bağlanma dayanımı testlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ara yüzey bağlanma dayanımı kuvveti çeşitli test yöntemleri ile test edilebilir. Bağlanan alanın boyutları kullanılarak, bağlanma dayanımı yöntemleri makro (1 mm²'den büyük) veya mikro (1 mm²'ye eşit veya küçük) olarak sınıflandırılabilir. Bu testler evrensel test makinesi düzenekleri ile gerçekleştirilir(106).

Makaslama bağlanma dayanımı testi, restoratif materyallerin dişin sert dokularına bağlanma özelliklerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir test yöntemidir(112). Bu test yönteminde bıçak sırtı biçiminde yapılan bir aparat yardımı ile diş yüzeyiyle olan bağlantının ayrılabilceği şekilde test uygulanır(106). Basit ve hızlı uygulanabilmesi, incelenecek örneğin bağlayıcı ajan uygulaması sonrasında herhangi başka bir işlem gerektirmemesi makaslama bağlanma dayanımı testinin avantajları arasında yer almaktadır(107).

Bu tez çalışmasında; son dönemde klinik uygulamalarda sıkça tercih edilen iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalin ve bir akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin farklı tekniklerle uygulanışının materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarına ve yüzey mikro sertlik değerlerine etkisi *in-vitro* olarak değerlendirildi.

Dionysopoulos ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, CİS materyallerine ısı ve ultrasonik aktivasyon uygulaması, materyallerin mikro sertliğine etkisi değerlendirildi ve her iki uygulamanın da yüzey mikro sertlik değerlerini artırdığı rapor edildi. CİS yüzeyine, ısı uygulanması, materyalin sertleşmesinin ilk aşamasında artan iyon hareketliliğine yol açmakta, materyalin viskozitesini azaltmakta, sertleşme reaksiyonunun hızlanmasını ve iyileşmesini sağlamaktadır. Bunun yanı sıra, ultrasonik aktivasyon uygulaması, kinetik enerji ve sıcaklık artışına (termokataliz) bağlı olarak sertleşme reaksiyonunun hızını artırabilir(113). Başka bir çalışmada, benzer deneysel koşullar altında ultrasonik aktivasyon uygulamasının CİS materyal yüzeyinde yaklaşık 13°C'lik bir sıcaklık artışına neden olduğu bildirilir(114). Bahsi geçen çalışmada; ısı uygulaması materyal karıştırılıp yerleştirdikten sonra yapılır ancak çalışmamızda ısı uygulaması materyal sertleşmeden önce yapıldı. Bu da materyalin viskozitesini artırırken sertleşme reaksiyonunu olumsuz etkilemiş olabilir. Ultrasonik aktivasyon uygulaması sonrası yüzey mikro sertlik değerlerindeki farklılık ise

çalışmamızda materyal kalıba yerleştirildikten hemen sonra 5 sn süreyle ultrasonik aktivasyon uygulanmasına rağmen bahsi geçen çalışmada materyal kalıba yerleştirildikten sonra yapılan ultrasonik aktivasyon uygulama süresinin daha fazla olmasının neden olabileceği ile açıklanabilir.

Rezin içerikli materyallerden farklı olarak, cam iyonomer simanların ısıtılması viskozitede bir artışa neden olmaktadır. Isı uygulamasının, iyon difüzyon hızını artırdığına, reaksiyonu hızlandırdığına, çalışma süresini ve sertleşme süresini azalttığına inanılmaktadır. Bununla birlikte, CİS karıştırıldıktan sonra, ısıtılması, materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmektedir(115). Dehurtevent ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simana ısı ve ultrasonik aktivasyon ve her ikisinin kombinasyonu uygulanmış ve mekanik özellikler değerlendirilmiş. Hem ısı hem de ultrasonik aktivasyon uygulaması materyalin 24 saat sonra yüzey mikro sertlik değerlerinde iyileşme sağladığı rapor edilmiştir (116). Bu farklılığa; çalışmamızda materyallere farklı sürede ısı ve ultrasonik aktivasyon uygulanması yapılmasının sebep olduğu düşünülebilir. Materyallerin iyon difüzyon hızı ve reaksiyon hızı farklı uygulama sürelerinde farklı şekilde etkilenebilir. Bahsedilen çalışmada güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simana 5 dk boyunca ısı ve 35 sn boyunca ultrasonik aktivasyon uygulanmıştır. Çalışmamızda materyaller karıştırılmadan önce 1 dk boyunca ısı uygulaması yapıldı ve materyal kalıba yerleştirildiği esnada 5 sn boyunca ultrasonik aktivasyon uygulaması yapıldı.

Benzer şekilde Lopes ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada da ön ısıtma uygulanan güçlendirilmiş cam iyonomer restoratif materyalin yüzey mikro sertliği değerlendirilmiş ve ön ısıtma işleminin materyalin yüzey mikro sertliğini artırdığı kaydedilmiştir(117). Bu farklılığa; çalışmamızda materyale farklı sürede ve farklı miktarda ısı uygulanması yapılmasının sebep olduğu düşünülebilir. Bahsedilen çalışmada güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simana 30 sn boyunca 54°C ısı uygulanmıştır. Materyalin daha uzun süre ısıtılması durumunda erken sertleşme reaksiyonuna girmesi ve bu durumun da materyal yapısını etkileyerek yüzey mikro sertliğinde olumsuz bir etkiye sebep olabileceği düşünülebilir.

Isı uygulamasının, CİS içerisindeki kimyasal bağların stabilizasyon süresi üzerinde farklı etkileri olmasına rağmen, iyonların difüzyon hızını artırdığına, sertleşme reaksiyonunu hızlandırdığına ve bunun sonucunda çalışma süresi ve reaksiyon süresinde azalmaya neden

olduğuna inanılmaktadır(117). Kuter ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada, ısı uygulamasının CİS'lerin mekanik özelliklerine etkisi değerlendirilmiş ve bu uygulamanın materyallerin yüzey mikro sertlik değerlerinde artışa sebep olduğu rapor edilmiştir(118). Bu farklılığa; çalışmamızda materyale amalgamatörde karıştırılmadan önce ısı uygulanması ve bu ısı uygulamasının derecesinin daha az olmasının sebep olduğu düşünülebilir. Bahsi geçen çalışmada materyal karıştırılıp yerleştirildikten sonra 80°C ısı uygulaması yapılmıştır. Ancak, klinik pratiğinde cam iyonomer restorasyonun tamamlanmasının ardından bu ısı uygulamasının yapılması mümkün görünmemektedir.

CİS'e ısı uygulaması, daha kararlı iyonik değerşim bölgesini teşvik eden moleküler kinetik enerjiyi değerşirmekte, CİS'in partikül boyutunu artırmakta ve materyal içerisinde sıkı bağlantı sağlayamayan suyun uzaklaşması sayesinde daha yüksek toz/likit oranı sağlamaktadır. Malul ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simana farklı tekniklerle ısı uygulaması yapılmış ve materyalin yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırılmış ve ısı uygulamasının yüzey mikro sertlik değerlerini iyileştirdiği kaydedilmiştir(119). Bu farklılığa bahsi geçen çalışmada; materyale karıştırılıp yerleştirdikten sonra ısı uygulaması yapılmasının sebep olduğu düşünülebilir. Materyalin sertleşme reaksiyonunun tamamlanmasının ardından harici bir ısı uygulaması yapılması materyalin mekanik özelliğini olumlu yönde etkileyebilir.

Literatürde rezin içerikli materyallere ön ısıtma tekniğinin uygulanmasının sağladığı bazı avantajlar arasında; dönüşüm derecesinin artırılması, viskozitenin azalmasıyla restorasyonların marjinal adaptasyonunun iyileştirilmesi ve azaltılmış polimerizasyon büzülmesi yer almaktadır. Resin içerikli materyallere ısı uygulanması; maksimum polimerizasyonun sağlandığı zamanı hızlandırmadan monomerlerin polimerlere dönüşüm oranını ve yüzey mikro sertlik değerini artırır. Bu gelişme muhtemelen artan moleküler hareketlilik ve reaktif moleküllerin çarpışma sıklığı sayesinde elde edilir(115). Lucey ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ön ısıtma işleminin kompozit resin materyalin, yüzey mikro sertliği üzerine etkisi değerlendirilmiş ve 60°C ısı uygulamasının materyalin st yüzey mikro sertlik değerlerini artırdığı kaydedilmiştir(120). Bu sonuçların çalışmamızın sonuçlarından farklı olmasının sebebi uygulanan ısıнын derecesinin farklı olmasının yanında bahsi geçen çalışmada tepilebilir kompozit kullanımı olabilir. n ısıtma uygulaması tekniğinin başarısı materyalin formülasyonu, organik matris tipi, inorganik doldurucu oranı, uygulanan ısı ve ısıtma süresi gibi parametrelere bağlıdır. Çalışmamızda akışkan bulk-fill

kompozit rezin materyale ısı uygulandı. Akışkan kıvamda olan materyalin akışkanlığını daha da artırarak yapısal özelliklerine olumsuz bir etki yaratmış olabilir. Yapısında meydana gelen olumsuz bir etki sebebiyle materyalin yüzey mikro sertlik değerinde bir düşme gerçekleşmiş olabilir(115).

Dentin dokusuna bağlanmanın mine dokusundan daha zor, daha az güvenilir ve öngörülemez olduğu kanıtlanmıştır. Bunun nedeni, mine ve dentin dokusu arasındaki morfolojik, histolojik ve yapısal farklılıklarıdır. Mine dokusunda inorganik hidroksiapatit oranı hacimce %95 iken dentin dokusunda bu oran %50'dir. Dentin dokusunun mine dokusundan daha fazla su içermesi ve hidroksiapatit kristallerinin mine dokusunda düzenli yapıda olması, dentinde organik matrikste rastgele bir şekilde bulunması sebebiyle dentine bağlanma sırasında problemlere neden olur(93). Bu sebeplerden dolayı, restoratif materyallerin dentin dokusuna bağlanması oldukça zordur. Bu tez çalışmasında, farklı restoratif materyallerin, bağlanmasının daha sorunlu olduğu dentin dokusuna bağlantısı *in-vitro* olarak değerlendirildi.

Makaslama bağlanma dayanımı test yönteminde; Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization for Standardization- ISO) standardında test düzeneğinin kesici ucunun çalışma hızının (kafa hızı) 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiğini bildirilir(106). Çalışmamızda; daha önceden yapılmış olan çalışmalar referans alınarak 1 mm/dk kafa hızı kullanıldı(121, 122, 123, 124).

Literatürde yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların ve akışkan bulk-fill kompozit rezin restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır. Sınırlı bilgilerimiz dahilinde, iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal ve akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin farklı uygulama teknikleri ile materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımına etkisi ile ilgili herhangi bir veriye rastlanmadı. Bu nedenle, bu çalışmada güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve akışkan bulk-fill kompozit rezin materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildi.

Çalışmamızda en yüksek makaslama bağlanma dayanımı akışkan bulk-fill kompozit rezin restoratif materyal grubunda tespit edildi. Bu değerler, güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman materyalinin tüm test

gruplarındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek saptandı. Akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin üretici firma talimatlarına göre uygulandığı kontrol grubunda makaslama bağlanma dayanımı değerleri en yüksek bulundu. Akışkan bulk-fill kompozit rezinin ultrasonik aktivasyon ile uygulandığı grupta ve hem ısı hem ultrasonik aktivasyon ile uygulandığı grupta makaslama bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte kontrol grubundan daha düşük değerler gösterdi. Ancak, akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin ısı ile yerleştirildiği grupta makaslama bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulundu. Kompozit rezin restoratif materyallerin sıcaklığının artırılması monomer hareketliliğinin ve polimerizasyon reaksiyonunun artmasını sağlamaktadır(125). Silika ve ark.(126) çalışmalarında, kompozit rezin restoratif materyalde dönüşüm derecesi ne kadar yüksek olursa, polimerizasyon büzülmesinin de o kadar yüksek olduğunu bildirir. Polimerizasyon büzülmesi diş ve restorasyon arasında streslerin oluşmasına, sıklıkla restorasyonun dişe bağlanmasındaki başarısızlığa, kompozit rezin-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına sebep olur(127). Bu veriler göz önüne alındığında, akışkan bulk-fill kompozit rezin materyalin yerleştirilmesi esnasında ısı uygulanmasının; materyalin monomer dönüşüm derecesini artırmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinde de bir artışa sebep olmasına ve dolayısıyla materyalin dentine makaslama bağlanma dayanımının düşmesine sebep olduğu ifade edilir.

Gorseta ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada farklı cam iyonomer simanlara ön ısıtma uygulaması yapılmasının ve ultrasonik aktivasyon uygulamasının materyallerin mineye makaslama bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiş ve ısı uygulamasının cam iyonomer simanların mineye bağlanma dayanımını iyileştirdiği rapor edilmiştir. Araştırmacılar yüksek sıcaklığa bağlı olarak moleküler kinetik enerjideki değişikliklerin, sertleşme sırasında materyaldeki moleküllerin yeniden düzenlenmesini sağladığını ve bu moleküler yeniden düzenlemenin, restorasyonun yüzeyinde az miktarda sıcaklık artışına rağmen materyalin daha iyi bağlanmasını veya daha kararlı iyonik değişim bölgesi elde edilmesini sağlayabileceğini belirtmişlerdir (128). Gorseta ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada ise cam iyonomer simanlara ısı ve ultrasonik aktivasyon uygulamasının materyallerin mikrosızıntısına etkisi değerlendirilmiş ve hem ısı hem de ultrasonik aktivasyon uygulamasının materyalin marjinal adaptasyonunu artırarak mikrosızıntısını azalttığı kaydedilmiştir (129).

Fagundes ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada ultrasonik aktivasyon uygulamasının CİS'in dentine çekme bağlanma dayanıma etkisi değerlendirilmiş ve ultrasonik aktivasyon uygulamasının CİS'in dentine çekme bağlanma dayanımını artırdığı rapor edilmiştir. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir. Ultrasonik aktivasyon uygulamasının, CİS'in dentin yüzeyine bağlanması üzerindeki etkilerinin açıklanmasında için bazı mekanizmalar önerilir:

- Sıcaklıktaki artış, reaksiyonun hızını artırabilir ve sıvının buharlaşmasından dolayı toz/sıvı oranını artırabilir.
- Parçacıkların ve polialkenoik asit zincirlerinin ucun hareketi sırasında üretilen dalgalar tarafından karıştırılması, cam parçacıkları ve asit arasında daha fazla ve daha sık temasa izin verebilir.
- Materyalin yüksek frekanslı titreşimi, siman içerisinde bulunan boşlukların hacmini ve sayısını azaltabilir, bu durum, daha uygun ve daha verimli yerleştirmeye izin vererek daha yoğun bir materyal yapısı elde edilmesini sağlar (130).

Restoratif materyallerin mikrosızıntısının azalmasında diş dokularına bağlanma dayanımının yüksek olması önemli bir faktördür. Bağlanma dayanımı arttıkça marjinal adaptasyon artar ve bu sayede mikrosızıntı azalır. Çalışmamız, bu iki çalışma ile uyumlu şekilde, güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer simana ön ısıtma uygulaması yapılması dentine makaslama bağlanma dayanımını artırdı.

Kim ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada akışkan kompozit rezin materyale ısı ve sonik aktivasyon uygulanmış ve bu uygulamanın kompozit rezinin pit ve fissürlere penetrasyonuna etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda ısı ve sonik aktivasyon uygulamasının akışkan kompozit rezin materyalin pit ve fissürlere penetrasyonunu artırdığı rapor edilmiştir. Sonik aktivasyon uygulamasının materyalin viskozitesinde azalmaya sebep olarak pit ve fissür içerisine daha iyi penetrasyon sağladığı bildirilir. Restoratif materyalin viskozitesini etkileyen bir diğer faktör sıcaklıktır. Sıcaklık artışı materyalin viskozitesini azaltmakta, bu da akışkanlığı etkilemektedir (131). Polimerizasyon derinliğinin artırılması amacıyla akışkan bulk-fill kompozit rezin materyaller, geleneksel akışkan kompozit rezin materyallere kıyasla daha düşük oranda doldurucu içermektedir(46). Bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlardaki farklılığın sebebi kullanılan akışkan bulk-fill kompozit rezin ile bahsi

geçen çalışmada kullanılan geleneksel akışkan kompozit rezin materyallerin farklı kimyasal yapılara sahip olması ile açıklanabilir.

Khan ve ark. Çalışmalarında, iki farklı kompozit rezin restoratif materyale 60 sn ultrasonik aktivasyon uygulaması yapılması sonrası materyallerin sıcaklıklarının sırasıyla 45–46°C'ye yükseldiğini rapor etmişlerdir. Sıcaklıktaki artışla birlikte, materyal içerisindeki serbest radikallerin hareketliliğinin arttığı ve bunun da polimerizasyon reaksiyonunu artırdığı bildirilmektedir(132). Monomerlerin polimere dönüşüm derecesinin artması polimerizasyon büzülme streslerini de artırarak kompozit rezin materyalin prepare edilen diş yüzeyine bağlanmasını olumsuz yönde etkileyebilmektedir(133). Çalışmamızda, akışkan bulk-fill kompozit rezine 5 sn ultrasonik aktivasyon uygulaması gerçekleştirildi ve bu uygulamanın materyalin dentine makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerinde bir etkiye neden olmadığı tespit edildi. Bu durum, ultrasonik aktivasyon uygulama süresinin düşük olması nedeniyle materyalin sıcaklığında önemli bir değişiklik olmamasına bağlı, monomer dönüşüm derecesinde önemli bir farklılığa sebep olmaması ile açıklanabilir.

Covey ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada kompozit rezin materyallere, ısı uygulamasının çapsal çekme dayanımına etkisi değerlendirilmiş ve ısı uygulamasının çapsal çekme dayanımını olumlu yönde etkilediği kaydedilmiştir. Araştırmacılar ısı uygulamasının hem polimer segmentlerinin hem de polimerizasyon sırasında oluşan reaktif serbest radikallerin hareketliliğini artırdığını ve bunun da monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesini artırdığını ve polimerlerin çapraz bağlanmalarının artmasına izin verdiğini belirtmişlerdir(134). Polimerizasyon reaksiyonunun büyük bir kısmı, ışık uygulamasından sonraki ilk dakikalarda meydana gelmektedir. Işık uygulaması sonrası devam eden polimerizasyon reaksiyonunu bir diğer adıyla post-cure polimerizasyonu; materyalin başlangıç dönüşüm derecesi, rezin bileşimi, serbest radikallerin mevcudiyeti ve materyalin sıcaklığı etkileyebilmektedir. Işık uygulamasından sonra dahi reaktif monomerler materyal içerisinde bulunmaktadır. Ancak, monomerlerdeki azalan hareketlilik nedeniyle polimerizasyon reaksiyonu önemli ölçüde sınırlanmaktadır. Sıcaklığın artırılması monomer hareketliliğini artırarak polimerizasyon reaksiyonunun artmasını sağlamaktadır. Bir diğer ifadeyle, sıcaklık artışı; polimerizasyon reaksiyonunun daha yüksek hızda ve daha uzun süre devam etmesini sağlayan bir faktördür(125). Bahsi geçen çalışmada kompozit rezin materyalden hazırlanan test örnekleri hazırlandıktan sonra 120°C'de 7 dk süre ile fırında bekletilmiştir. Çalışma sonuçlarındaki farklılığın sebebi hem ısı miktarının ve süresinin

farklı olması hem de ısı uygulamasının materyal polimerize olduktan sonra yapılması olabilir.

Davari ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada farklı derecelerdeki ön ısıtma işleminin kompozit rezin materyallerin dentin yüzeyine mikro-çekme bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiş. Çalışmanın sonucunda, 37°C'de ön ısıtma uygulamasının tepilebilir kompozit rezin materyalin dentine mikro çekme bağlanma dayanımını artırdığı kaydedilmiştir. Araştırmacılar sıcaklığın artmasının materyalin viskozitesinde azalmaya sebep olarak daha yüksek bir çekme bağlanma dayanımı elde edilmesini sağladığını belirtmişlerdir (135). Kompozit rezin materyale 54°C'lik ön ısıtma uygulanmasının, oda sıcaklığındaki kompozit rezin materyale kıyasla, monomer dönüşümünü önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir. Bununla birlikte, kompozit rezin materyaldeki dönüşüm derecesi ne kadar yüksek olursa, polimerizasyon büzülmesinin de o kadar yüksek olduğu bildirilmiştir. Termal büzülme ile birlikte polimerizasyon büzülmesi, ön ısıtma uygulanmış kompozit rezin restoratif materyallerde marjinal adaptasyon, bütünlük ve sızdırmazlık üzerinde olumsuz etkilerle yüksek arayüzey gerilimleri oluşturabilir(133). Bahsi geçen çalışma ile bu çalışma arasındaki farklılığın sebebi; bu çalışmada kullanılan akışkan bulk-fill kompozit rezin materyale bahsi geçen çalışmadan daha yüksek derecede ön ısıtma uygulaması yapılmasının materyalin yapısında olumsuz bir etki yaratarak dentine makaslama bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemesi olabilir.

Bu bilgilerin ışığı altında, akışkan bulk-fill kompozit rezin materyal ile restorasyon uygulama sırasında ısı ve/veya ultrasonik aktivasyon uygulamaları, yüzey sertlik değeri veya dentine bağlanma dayanım değerlerinde olumlu sonuç göstermediği için, akışkan bulk-fill restorasyon uygulamalarında ilave işlemlere gerek yoktur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde;

- Akışkan bulk-fill kompozit rezin materyale ön ısıtma uygulama işlemi ultrasonik aktivasyon uygulama işlemine bağlı olmaksızın, dentine makaslama bağlanma dayanımını azalttığı
- Akışkan bulk-fill kompozit rezin materyale hem ön ısıtma uygulama işlemi hem de ultrasonik aktivasyon uygulaması materyalin dentine makaslama bağlanma dayanımına olumsuz etki yapmadan mikro sertlik değerlerini artırdığı için önerilebileceği
- Güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyale ön ısıtma uygulaması yapılmasının dentine makaslama bağlanma dayanımını artırması nedeni ile önerilebileceği
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyalde ise kontrol grubuna göre ısı ve/veya ultrasonik aktivasyon uygulamasının avantajı olmadığı için ilave işlemlere gerek olmadığı, materyalin üretici firmanın talimatlarına göre uygulanması gerektiği söylenebilir.
- İlave işlemler; klinik uygulama süresini artıracığı için herhangi bir avantajı yoksa (yüzey sertliğinde, bağlanma dayanımında) klinik sürenin kısa tutulması için önerilmemelidir.

Çalışmamızda kullanılan güçlendirilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve akışkan bulk-fill kompozit rezin ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışma bahsi geçen üç materyali ve bu materyallerin farklı uygulamalarla yerleştirilmesini karşılaştıran ilk çalışmadır. Bununla birlikte bu materyallerin klinik başarılarının değerlendirilmesi açısından daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Garg, N., Bogra, P. (2015). Textbook of Operative Dentistry. Chapter 5: Dental Caries. 3rd Edition ed. Garg N, Garg, A., editor: The Health Sciences Publisher. 40-79.
2. Koç Vural, U., Vural, CA., Gökalp, S. (2016). Bulaşıcı Olmayan Kronik Hastalıklar ve Diş Çürüğü. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 80-86
3. Attar, N., Çakmakçı, Y. (2021). Aktif Çürüklü Bireylerin Tedavisi. Attar N, editör. Günümüz Restoratif Diş Hekimliğinde Çürük Yönetimi. 1 Baskı Ankara: Türkiye Klinikleri. 46-53.
4. Garg A. (2015). Textbook of Operative Dentistry. Chapter 3: Structure of Teeth. 3rd Edition ed. Garg N, Garg, A., editor: The Health Sciences Publisher. 17-28.
5. Thompson,VP., Silva, NRFA. (2012). Non-Metallic Biomaterials For Tooth Repair And Replacement: Elsevier. Chapter 1: Structure and Properties of Enamel and Dentin. Valittu, P., editor: Woodhead Publishing Limited. 3-19.
6. Boushell, LW., Sturdevant, JR. (2017). Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-e-book: Elsevier. Chapter 1: Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology, and Occlusion. Heymann, HO., Swift, EJ., Ritter, AV., editor: A South Asian Edition. 1-39.
7. Liwei, Z., Chenglin, W., Ling, Y. (2016). Dental Caries: Principles and Management: Springer. Chapter 1: Tooth Development: Embryology of the Craniofacial Tissues. Xuedong Z., editor: Springer. 1-26.
8. Worthington, HV., Khangura, S., Seal, K., Mierzwinski-Urban, M., Veitz-Keenan, A., Sahrman, P., et al. (2021). Direct Composite Resin Fillings Versus Amalgam Fillings For Permanent Posterior Teeth. Cochrane Database of Systematic Reviews. (8).
9. Kölüş, T., Ülker, HE. (2021). Geçmişten Günümüze Çürük ve Restoratif Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.31(1):130-137.
10. Dhillon, J., Garg, N., Kang, RS. (2015). Textbook of Operative Dentistry. Chapter 20: Dental Amalgam. 3rd Edition ed: The Health Sciences Publisher. 317-354.
11. Sonkaya, E., Yazıcı Akbıyık, S., Bakır, EP., Bakır, Ş. (2021). Posterior Direkt Restorasyonlarda Nerede Başarısızlık Yaşıyoruz? Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi.11(2):242-249.
12. Arenholt-Bindslev, D., Hørsted-Bindslev, P.(2009). Biocompatibility of Dental Materials: Springer. Chapter 4: Dental Amalgam. Schmalz, G., Arenholt-Bindslev, D., editor: Springer. 59-98.
13. Demirci, M., Tuncer, S., Uysal, Ö., Yücel, T. (2008). Amalgam Restorasyonların Yenilenme Nedenleri. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences. 14(3):147-155.

14. Atalay, C. (2021). Kavitasyon Gösteren Lezyonlar Hangi Materyallerle Nasıl Restore Edilmeli? Takibi ve Prognuzu. Attar N, editör. Günümüz Restoratif Diş Hekimliğinde Çürük Yönetimi. 1. Baskı. Ankara. Türkiye Klinikleri. 26-35.
15. Küçükeşmen, Ç. (2007). Dental Amalgamın İnsan Organizması Üzerindeki Etkileri. Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi. 14(3):52-61.
16. Yılmaz, S. (2019). Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntüleme Sonrası Amalgam Dolgulardan Cıva Salınımının in-vitro Gösterimi. Akdeniz Tıp Dergisi. 5(2):353-357.
17. Demarco, FF., Collares, K., Correa, MB., Cenci, MS., Moraes, RRd., Opdam, NJ. (2017). Should my composite restorations last forever? Why are they failing? Brazilian Oral Research. 31: 92-99.
18. Chandrasekhar, V., Rudrapati, L., Badami, V., Tummala, M. (2017). Incremental Techniques In Direct Composite Restoration. Journal of Conservative Dentistry. 20(6):386-391.
19. Milosevic A. (2018). Clinical Guidance and An Evidence-Based Approach For Restoration of The Worn Dentition by Direct Composite Resin. British Dental Journal. 224(5):301-310.
20. Uğuz, O., Gökay, O., Müjdecı, A. (2018). Siloran Bazlı Bir Kompozit Rezinin Yüzey Sertliği Üzerine Bitirme ve Cila İşlemlerinin Etkisinin Değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 35(1):5-9.
21. İşcan Yapar, M., Pınar, G. (2015). Farklı İçeceklerde Bekletilen Siloran ve Dimetakrilat Esaslı Kompozitlerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması. Acta Odontologica Turcica. 32(2):51-56.
22. Barutcuğil, Ç., Ahmetoğlu, F., Turgut, H., Dayı, B., Yalçın M. (2014). Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Modern Kompozitler İle Metakrilat Esaslı Rezin Kompozitin Konversiyon Oranlarının Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 24(1):39-43.
23. Çelik, Ç. (2017). Güncel Kompozit Rezin Sistemler. Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics. 3(3):128-137.
24. Karataş Ö. (2017). Farklı İçeceklerde Bekletilen Ormoser ve Dimetakrilat-Esaslı Kompozit Rezinlerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 27(3):118-123.
25. Pehlivan, N., Karacaer, Ö. (2014). Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Rezinlerin Güçlendirilmesi. Acta Odontologica Turcica. 31(3):160-166.
26. Mert Eren, M., Yeğın, HC. (2018). Fazla Madde Kaybı Olan Daimi Dentisyondaki Dişlerde Güncel Direkt Restoratif Tedavi Materyalleri. Türkiye Klinikleri Pediatric Dentistry-Special Topics. 4(1):94-99.
27. Koshi, F., Cengiz, E., Er, F., Ulusoy N. (2015). Restoratif Diş Hekimliğinde Nanoteknoloji. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 25(2):266-274.

28. Erdemir, U., Sancaklı, H., Yıldız, E., Sevdâ, Ö. (2011). Farklı Işık Kaynaklarının Nanokompozitlerin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.12(1):1-7.
29. Acar, O., Yılmaz, B., Altıntaş, SH., Chandrasekaran, I., Johnston, WM. (2016). Color Stainability of CAD/CAM and Nanocomposite Resin Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 115(1):71-75.
30. Alzraikat, H., Burrow, MF., Maghaireh, GA., Taha, NA. (2018). Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry*. 43(4):E173-E90.
31. Candan, Ü., Eronat, N. (2022). Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 29(1):1-12.
32. Müjdeci, A. (2019). Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Restorasyonlar. Ulukapı H, editör. *Posterior Bölge Estetik Restorasyonlar*. 1. Baskı. Ankara Türkiye Klinikleri.1(5):8-16.
33. Garoushi, S., Gargoum, A., Vallittu, PK., Lassila, L. (2018). Short Fiber-Reinforced Composite Restorations: A Review of The Current Literature. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 9(3):e12330.
34. Aktaş, G., Göncü Başaran, E., Güncü, MB., Vallittu, PK., Lassila, LVJ. (2016). Fiber ile Güçlendirme Kompozit Rezinlerin Eğilme Direncine Etki Eder Mi? *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 26(3):473-477.
35. Kalender, B. (2017). Akıllı (Smart) Materyaller. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*. 3(3):164-172.
36. Ünlü, N., Çetin, A. (2008). Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 14:156-167.
37. Cakan, E., Eren, M., Günel, Ş. (2018). Restoratif Diş Hekimliğinde Biyoaktif Materyaller. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*. 4:46-52.
38. Arun, D., Adikari Mudiyanselage, D., Gulam Mohamed, R., Liddell, M., Monsur Hassan, NM., Sharma, D. (2021). Does The Addition of Zinc Oxide Nanoparticles Improve The Antibacterial Properties of Direct Dental Composite Resins? A Systematic Review. *Materials*. 14(1):40.
39. Tunçdemir, MT., Öztürk, B. (2020). Comparison of the Different Self-Adhesive Composite's Shear Bond Strength and Microleakage on Caries-Affected Dentin with Using Er: YAG Laser. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 26(2):231-241.
40. Aydın, N., Karaoğluoğlu, S., Aybala Oktay, E., Toksoy Topçu, F., Demir, F. (2019). Diş Hekimliğinde Bulk Fill Kompozit Rezinler. *Selçuk Dental Journal*. 6:229-238.
41. Saygılı Boğatur, G. (2018). Güncel Rezin Kompozit Sistemler: Bulk Fill Kompozitler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. (özel sayı).

42. Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., Nixon, P. (2017). Bulk-Fill Resin-Based Composite Restorative Materials: A Review. *British Dental Journal*. 222(5):337-344.
43. Ende, AV., Munck, JD., Lise, DP., Meerbeek, BV. (2017). Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 19(2):95-109.
44. Reis, AF., Vestphal, M., Amaral, RCD., Rodrigues, JA., Roulet, JF., Roscoe, MG. (2017). Efficiency of Polymerization of Bulk-Fill Composite Resins: A Systematic Review. *Brazilian Oral Research*. 31:e59.
45. Karacan AO, Özyurt P. Bulk-Fill Kompozit Rezinler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2018(özel sayı).
46. Gönder, HY., Öz Aksan C. (2020). Bulk-Fill Kompozit Rezinler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2(3):117-123.
47. Engelhardt, F., Hahnel, S., Preis, V., Rosentritt, M. (2016). Comparison of Flowable Bulk-Fill and Flowable Resin-Based Composites: An In Vitro Analysis. *Clinical Oral Investigations*. 20:2123-30.
48. Pfeifer, CS. (2017). Polymer-Based Direct Filling Materials. *Dental Clinics of North America*. 61(4):733-750.
49. Guo, Y., Landis, FA., Wang, Z., Bai, D., Jiang, L., Chiang, MYM. (2016). Polymerization Stress Evolution of A Bulk-Fill Flowable Composite Under Different Compliances. *Dental Materials*. 32(4):578-586.
50. Kim RJY, Son, SA., Hwang, JY., Lee, IB., Seo, DG. (2015). Comparison of Photopolymerization Temperature Increases In Internal and External Positions of Composite and Tooth Cavities In Real Time: Incremental Fillings of Microhybrid Composite vs. Bulk Filling of Bulk Fill Composite. *Journal of Dentistry*. 43:1093-1098.
51. Leprince, JG., Palin, WM., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., Leloup, G. (2014). Physico-Mechanical Characteristics of Commercially Available Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry*. 42(8):993-1000.
52. Garcia, D. Yaman, P., Dennison, J., Neiva, GF. (2014). Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Flowable Composite Resins. *Operative Dentistry*. 39:441-448.
53. Bucuta, S., Ilie, N. (2014). Light Transmittance and Micro-Mechanical Properties of Bulk Fill vs. Conventional Resin Based Composites. *Clinical Oral Investigations*. 18:1991-2000.
54. Alrahlah, A., Silikas, N., Watts, DC. (2014). Post-Cure Depth of Cure of Bulk Fill Dental Resin-Composites. *Dental Materials*. 30:149-154.
55. El-Damanny, H., Platt, JA. (2014). Polymerisation Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-Fill Resin Composites. *Operative Dentistry*. 39:374-382.

56. Furness, A., Tadros, MY., Looney, SW., Rueggeberg FA. (2014). Effect of Bulk/Incremental Fill on Internal Gap Formation of Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry*. 42:439-449.
57. Orlowski, M., Tarczydło, B., Chalas, R. (2015). Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study. *The Scientific World Journal*. 1-7.
58. Agarwal, RS., Hiremath, H., Agarwal, J., Garg, A. (2015). Evaluation of Cervical Marginal and Internal Adaptation Using Newer Bulk Fill Composites: An In Vitro Study. *Journal of Conservative Dentistry*. 18(1):56-61.
59. Bahillo, J., Bortolotto, T., Roig, M., Krejci, I. (2014). Bulk Filling of Class II Cavities With A Dual-Cure Composite: Effect of Curing Mode and Enamel Etching on Marginal Adaptation. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 6(5):502-508.
60. Didem A, Yalcin G. (2014). Comparative Mechanical Properties of Bulk-Fill Resins. *Open Journal of Composite Materials*. 4:117-121.
61. Maas MS, Alania Y, Natale LC, Rodrigues MC, Watts DC, Braga RR. (2017). Trends In Restorative Composites Research: What Is In The Future? *Brazilian Oral Research*. 31:e55.
62. Zanata, R. (2015). *Textbook of Operative Dentistry*. Chapter 24: Glass Ionomer Cements. 3rd Edition ed. Garg N, Garg, A., editor: The Health Sciences Publisher. 420-438.
63. Ermiş, B. (2003). Cam İyonomer Siman ve Rezin Kompozit ile Yapılan Sandviç Restorasyonlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 24:1-10.
64. Al-Badry, IA., Kamel, FM. (1994). Clinical Use of Glass Ionomer Cement: A Literature Review. *The Saudi Dental Journal*. 6:107-116.
65. Mount, GJ. (1990). *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide*. 3th ed. London: Martin Dunitz Ltd. 13.
66. Kanık, Ö., Türkün, LŞ. (2016). Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 37(2):54-65.
67. Elmacı, İ., Tunçdemir, MT. (2020). Restoratif Diş Hekimliğinde Cam İyonomer Simanlar ve Yeni Gelişmeler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2(2):69-75.
68. Sidhu, SK., Nicholson, JW. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*. 7:16.
69. Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, RV., Hill, RG. (2012). Characterisation of Remineralising Glass Carbomer® Ionomer Cement by MAS-NMR Spectroscopy. *Dental Materials*. 28:1051-1058.

70. Paul, S., Raina, A., Kour, S., Mishra, S., Bansal, M., Sengupta, A. (2020). Comparative Evaluation of Fluoride Release and Re-Release and Recharge Potential of Zirconomer Improved and Cention. *Journal of Conservative Dentistry*. 23(4):402.
71. Najeeb, S., Khurshid, Z., Zafar, MS., Khan, AS., Zohaib, S., Marti, JMN, et al. (2016). Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *International Journal of Molecular Sciences*. 17(7):1134.
72. Pınar Erdem, A., Gençay, K. (2013). Kanıta Dayalı Diş Hekimliği Kapsamında Cam İyonomer Simanların Önerilen Klinik Kullanım Alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 23:123-130.
73. Knight, GM. (2016). The Benefits and Limitations of Glass-Ionomer Cements and Their Use in Contemporary Dentistry. Chap 3. *Glass-Ionomers in Dentistry*. p. 57-79.
74. Kampanas, NS, Antoniadou, M. (2018). Glass Ionomer Cements for the Restoration of Non-Carious Cervical Lesions in the Geriatric Patient. *Journal of Functional Biomaterials*. 9:42.
75. Francisconi, LF., Scaffa, PMC., Barros, VRdSPd., Coutinho, M., Francisconi, PAS. (2009). Glass Ionomer Cements and Their Role In The Restoration of Non-Carious Cervical Lesions. *Journal of Applied Oral Science*. 17:364-369.
76. Bahsi, E., Sagmak, S., Dayi, B., Cellik, O., Akkus, Z. (2019). The Evaluation of Microleakage and Fluoride Release of Different Types of Glass Ionomer Cements. *Nigerian Journal of Clinical Practise*. 22:961-970.
77. Türkün, LŞ., Kanık, O. (2016). A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Operative Dentistry*. 41:587-598.
78. Şener, Y., Şengun, A., Kuşdemir, M., Öztürk, B., Bağlar, S. (2011). Atravmatik Restoratif Tedavi İçin Kullanılan Cam İyonomer Simanların Mikrosızıntısı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011(3):175-181.
79. Benderli, Y. (1994). Cam İyonomer Simanların Fiziksel Mekanik Biyokimyasal Özellikleri ve Uygulanımları Yönünden Değerlendirilmesi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 28:313-318.
80. Altan, H., Altan, A., Arslanoğlu, Z. (2013). Cam İyonomer Siman, Türevleri ve Cam Karbomer Siman. *Journal of Clinical Sciences*. 6:1319-1322.
81. Tezel, H., Tijen, D., Köse, T. (2001). Cam İyonomer Simana Komşu Minenin Demineralizasyona Direncinin İn Vitro Olarak Karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 22:53-58.
82. Deniz Arısu, H., Bala, O., Üçtaşlı, MB., Kalaycı, Ş. (2007). Cam İyonomer Siman ve Poliasit Modifiye Kompozit Rezinlerin Florid Salma Özellikleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 24:157-161.

83. Delmè, KIM., Deman, PJ., Bruyne, MAAD., Nammour, S., Moor, RJGD. (2010). Microleakage of Glass Ionomer Formulations After Erbium: Yttrium-Aluminium-Garnet Laser Preparation. *Lasers in Medical Science*. 25:171-180.
84. Kaya, T., Tirali, RE. (2013). Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 7:71-77.
85. Çınar, Ç. (2005). Atravmatik Restoratif Teknikle Çürük Tedavisinde Zeolit Kullanımının İn Vitro Değerlendirilmesi [Doktora Tezi]: Ankara: Gazi Üniversitesi. 2005.
86. Tüzüner, T., Dimkov, A., Nicholson, JW. (2019). The Effect of Antimicrobial Additives on The Properties of Dental Glass-Ionomer Cements: A Review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*. 5:9-21.
87. Shahid, S., Duminis, T. (2019). Glass-Ionomer Cement: Chemistry and Its Applications In Dentistry. *Advanced Dental Biomaterials: Elsevier*. Khurshid Z. Najeib, S., Zafar, MS., Sefat F., editor: Woodhead Publishing Series in Biomaterials. 175-195.
88. Kuter, B. (2006). Isı Uygulamasının Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisi. *Doktora Tezi*. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
89. Baloch, FA., Mirza, AJ., Baloch, D. (2010). An In-Vitro Study to Compare The Microhardness of Glass Ionomer Cement Set Conventionally Versus Set Under Ultrasonic Waves. *International Journal of Health Sciences*. 4:149-155.
90. Towler, MR., Crowley, CM., Hill, RG. (2003). Investigation Into The Ultrasonic Setting of Glass Ionomer Cements. Part I Postulated Modalities. *Journal of Materials Science Letters*. 22:539-541.
91. Ulusoy, M., Çöttert Mercan, İ. (2021). Adezyonun Mekanik, Fiziksel ve Kimyasal Temelleri. Çöttert, HS., editör *Dental Adezyon ve Adeziv Diş Hekimliği 1 Baskı* Ankara: Türkiye Klinikleri. 7(1):1-6.
92. Arhun, N., Oğlakçı, B. (2017). Adezyon ve Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*. 3(3):113-127.
93. Oestervemb, N., Garg, N. (2015). Textbook of Operative Dentistry. Chapter 16: Bonding Agents and Techniques. In: Garg N G, A., editor: *The Health Sciences Publisher*; p. 233-251.
94. Nicholson, JW. (2016). Adhesion of Glass-Ionomer Cements to Teeth: A Review. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 69:33-38.
95. Yamanel, K. (2017). Cam İyonomer Simanlar. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*. 3(3):138-150.
96. Haznedaroğlu, E. (2020). Cam İyonomer Simanlar ve Fluor İçeren Dental Materyaller. Menteş A, editör *Diş Hekimliğinde Fluor 1 Baskı* Ankara: Türkiye Klinikleri. 6(1):38-41.

97. Bek, B., Gülmez, A. (2001). Farklı Cam İyonomer Simanların Dentine Bağlanmalarının Araştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 18(1):19-25.
98. Altıntaş, SH., Kılıç, S., Gülnar, A. (2017). Sertlik Testleri: Yüzey Sertliği ve Ölçümü, Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü. Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics. 3(3):216-223.
99. Üstün, Ö., Özarlan, MM., Büyükkaplan, UŞ. (2017). Restoratif Materyallerin Direncini Ölçen Mekanik Testler ve Klinik Etkileri. Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics. 3(3):224-228.
100. Anusavice, KJ. (2003). Phillip's Science of Dental Materials. 11 th ed. St. Louis:Elsevier.
101. O'Brien, WJ. (1997). Dental Materials and Their Selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co;:18-114.
102. Canay, Ş., Hersek, N., Tulunoğlu, I., Uzun, G. (1999). Evaluation of Colour and Hardness Changes of Soft Lining Materials In Food Colorant Solutions. Journal of Oral Rehabilitation. 26(10):821-829.
103. Wassel, RW., McCabe, JF., Walls, AWG. (1992). Subsurface Deformation Associated with Hardness Measurment of Composites. Dental Materials. 8(4):218-223.
104. Schulze, KA., Marshall, SJ., Gansky, SA., Marshall, GW. (2003). Color Stability and Hardness In Dental Composites After Accelerated Aging. Dental Materials. 19(7):612-619.
105. Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., Kilpatrick, N. (2000). The Hardness and Modulus of Elasticity of Primary Molar Teeth: An Ultra-Micro-Indentation Study. Journal of Dentistry. 28(8):589-594.
106. Elmas, MS., Göncü Başaran, E., İzgi, AD. (2021). Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 31(2):283-288.
107. Orhan, AI., Tulga Öz, F. (2011). Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences-Special Topics. 2(2):31-40.
108. Erdemir, U., Yaman, B. (2011). Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry. 45(1):25-35.
109. Knight, GM., McIntyre, JM., Mulyani. (2006). The Effect of Silver Fluoride and Potassium Iodide on The Bond Strength of Auto Cure Glass Ionomer Cement to Dentine. Australian Dental Journal. 51(1):42-45.
110. Yalçın Çakır, F., Türkün, LŞ., Gürkan, S. (2013). Minimal Girişimsel Yaklaşımlarda Kullanılan Estetik Restoratif Materyaller. Dental Klinik Dergisi. 3:26-30.

111. Benderli, Y. (1994). Cam İyonomer Simanların Fiziksel Mekanik Biyokimyasal Özellikleri ve Uygulanımları Yönünden Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 28(4):313-318.
112. Karakaş, SN., Turgut, H. (2021). Evaluation of The Shear Bond Strength, Microleakage and Compressive Strength of Reinforced Glass Ionomer Cements Used As Permanent Restorative Materials. İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi. 9(1):41-54.
113. Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Gerasimou, P., Sfeikos, T. (2017). Effect of Three Clinical Curing Treatments on Fluoride Release and Surface Hardness of Glass-Ionomer Cements. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. 37(4):e197-e203.
114. Kleverlaan, CJ., Duinen RNBv., Feilzer, AJ. (2004). Mechanical Properties of Glass Ionomer Cements Affected by Curing Methods. Dental Materials. 20(1):45-50.
115. Lopes, LCP., Terada, RSS., Tsuzuki, FM., Giannini, M., Hirata, R. (2020). Heating and Preheating of Dental Restorative Materials-A Systematic Review. Clinical Oral Investigations. 24(12):4225-4235.
116. Dehurtevent, M., Deveaux, E., Hornez, JC., Robberecht, L., Tabary, N., Chai, F. (2015). Influence of Heat and Ultrasonic Treatments on The Setting and Maturation of A Glass-Ionomer Cement. American Journal of Dentistry. 28(2):105-110.
117. Lopes, LCP., Terada, RSS., de Castro-Hoshino, LV., de Oliveira, BMB., Pascotto, RC., Baesso, ML., et al. (2021). In Vitro Evaluation of the Stabilization Time of Chemical Bonds During Setting Reaction and Microhardness of Preheated Glass-Ionomer Cements. Operative Dentistry. 46(2):208-218.
118. Kuter, B., Eden, E., Yildiz, H. (2013). The Effect of Heat on The Mechanical Properties of Glass Ionomer Cements. European Journal of Paediatric Dentistry. 14(2):90-94.
119. Malul, M., Zilberman, U. (2016). The Effect of Heat Application on Microhardness of Glass Ionomer Cement and on Pulp Temperature, What to Use In Clinic. Oral Health Case Reports. 2(1):105.
120. Lucey, S., Lynch, CD., Ray, NJ., Burke, FM., Hannigan, A. (2010). Effect of Pre-Heating on The Viscosity and Microhardness of A Resin Composite. Journal of Oral Rehabilitation. 37(4):278-282.
121. Latta, MA., Tsujimoto, A., Takamizawa, T., Barkmeier, WW. (2020). Enamel and Dentin Bond Durability of Self-Adhesive Restorative Materials. The Journal of Adhesive Dentistry. 22(1):99-105.
122. Latta, MA., Radniecki, SM. (2020). Bond Strength of Self-Adhesive Restorative Materials Affected by Smear Layer Thickness But Not Dentin Desiccation. The Journal of Adhesive Dentistry. 22:79-84.
123. Colak, H., Ercan, E., Hamidi, MM. (2016). Shear Bond Strength of Bulk-Fill and Nano-Restorative Materials to Dentin. European Journal of Dentistry. 10(1):40-45.

124. Oğlakçı, B., Tuncer, D., Halaçoğlu, DM., Arhun, N. (2021). Farklı Teknikler Kullanılarak Fiberle Güçlendirilen Kompozit Rezinlerin Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. *Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 17(2):91-96.
125. Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., Tarle, Z. (2014). Effect of Temperature on Post-Cure Polymerization of Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry*. 42(10):1255-1260.
126. Silikas, N., Eliades, G., Watts, DC. (2000). Light Intensity Effects on Resin-Composite Degree of Conversion and Shrinkage Strain. *Dental Materials*. 16(4):292-296.
127. Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., Arhun, N. (2011). Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon Büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 5(2):895-902.
128. Gorseta, K., Skrinjaric, T., Glavina, D. (2012). The Effect of Heating and Ultrasound on The Shear Bond Strength of Glass Ionomer Cement. *Collegium Antropologicum*. 36(4):1307-1312.
129. Gorseta, K., Glavina, D., Skrinjaric, I. (2012). Influence of Ultrasonic Excitation and Heat Application on The Microleakage of Glass Ionomer Cements. *Australian Dental Journal*. 57(4):453-457.
130. Fagundes, TC., Barata, THE., Bresciani, E., Cefaly, DFG., Carvalho, CAR., Navarro, MFL. (2006). Influence of Ultrasonic Setting on Tensile Bond Strength of Glass-Ionomer Cements to Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 8(6):401-407.
131. Kim, H-J., Choi, H-J., Kim, K-Y., Kim, K-M. (2020). Effect of Heat and Sonic Vibration on Penetration of a Flowable Resin Composite Used as a Pit and Fissure Sealant. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 44(1):41-46.
132. Khan, AS. (2021). Effect of Ultrasonic Vibration on Structural and Physical Properties of Resin-Based Dental Composites. *Polymers*. 13(13):2054.
133. Karaarslan, ES., Usumez, A., Ozturk, B., Cebe, MA. (2012). Effect of Cavity Preparation Techniques and Different Preheating Procedures on Microleakage of Class V Resin Restorations. *European Journal of Dentistry*. 6(1):87-94.
134. Covey, DA., Tahaney, SR., Davenport, JM. (1992). Mechanical Properties of Heat-Treated Composite Resin Restorative Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 68(3):458-461.
135. Davari, A., Daneshkazemi, A., Behniafar, B., Sheshmani, M. (2014). Effect of Pre-Heating on Microtensile Bond Strength of Composite Resin to Dentin. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 11(5):569-575.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : NEZİR, Merve
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Şeref Öğrencisi)	2018
Lise	Mehmet Emin Resulzade Anadolu Lisesi	2013

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

SCI, SSCI ve AHCI İndekslerine Giren Dergilerde Yayınlanan Makaleler

- I. Altınışik H., Akgül S., Nezir M., Özcan S., Özyurt E. The Effect of In-Office Bleaching With Different Concentrate Hydrogen Peroxide on Enamel Color, Roughness and Color Stability. Materials. 2023, 16(4), 1389. (SCI-E)
- II. Özcan S., Nezir M., Toğçuoğlu E., Atilla AO, Yağcı A. In Vitro Evaluation of The Bond Strength of Metal Brackets Adhered to Different Dental Restorative Materials Using Different Orthodontic Adhesives. Nigerian Journal of Clinical Practice. 2023, 26(4), 447-453. (SCI-E)

Diğer Uluslararası Dergilerde Yayınlanan Makaleler

- I. Nezir M., Özcan S. Çoklu Diastema Vakasının Estetik Rehabilitasyonu. Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2022. p.90-5. (Uluslararası Yayınevi)

Ulusal Dergilerde Yayınlanan Makaleler

- II. Nezir M., Özcan S. Restoratif Diş Hekimliğinde Cam İyonomerler. ADO Klinik Bilimler Dergisi, cilt.11, sa.1, ss.90-96, 2022 (ULAKBİM)

- III. Nezir M., Özcan S. Kök Kanal Tedavili Renklenmiş Maksiller Santral Dişlerin Estetik Restoratif Tedavisi: Olgu Sunumu. 8th International Hippocrates Congress on Medical and Health Sciences, sa.1, ss.71-79, 2022 (Düzenli olarak gerçekleştirilen hakemli kongrenin bildiri kitabı)
- IV. Nezir M., Kedici Alp C. The Evaluation of The Feedback of Dentist Faculty Students on Online and Face-to-Face Education During The Covid-19 Pandemic Period. ADO Klinik Bilimler Dergisi, cilt 11, sa. 3, ss. 252-261, 2022 (ULAKBİM)
- V. Nezir M., Özcan S. Bulk Fill Kompozit Rezin Restoratif Materyaller/ Bulk Fill Composite Resin Restorative Materials. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi (ULAKBİM) (Kabul Edildi)
- VI. Nezir M., Özcan S. Diş Çürüğünün Tanımı, Etiyolojisi, Risk Faktörleri ve Sınıflandırması/ Definition, Etiology, Risk Factors and Classification of Dental Caries. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi (ULAKBİM) (Kabul Edildi)
- VII. Nezir M., Kedici Alp C. Covid-19 Pandemi Döneminde Diş Hekimliği Fakültesi 4. ve 5. Sınıf Öğrencilerinin Mesleki Deneyimleri ile İlgili Geribildirimlerinin Değerlendirilmesi: Anket Çalışması. Selçuk Dental Journal, cilt 10, sa.1, ss. 75-79, 2023 (ULAKBİM)
- VIII. Nezir M., Özcan S. Diş Ağartma Tedavilerine Güncel Bir Bakış. Selçuk Dental Journal, cilt 10, sa.1, ss. 112-117, 2023 (ULAKBİM)

Katıldığı Uluslararası Bilimsel Kongreler

- I. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018
- II. Uluslararası Lisansüstü Çalışmalar Kongresi – IGSCONG, 17-20 Haziran 2021, Online
- III. Uluslararası Sağlık Araştırmaları Kongresi – ICOHER, 25-28 Ağustos 2021, Online
- IV. Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi-2-3 Ekim 2021, Online
- V. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi-23-25 Kasım 2021, Online
- VI. Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi – UTYAB, 21-23 Şubat 2022, Online
- VII. 8. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 4-5 Mart 2022, Online
- VIII. 2. Uluslararası Dental-Oral Enfeksiyonlar ve 1. Ağız Mikrobiyotası Kongresi, 18-20 Mart 2022, Online
- IX. Uluslararası Eğitim Yönetimi Forumu-EYFOR-XIII, 10-15 Mayıs 2022, Online

- X. 26. Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 08-11 Eylül 2022
- XI. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 13-14 Eylül 2022, Online
- XII. Selçuk Üniversitesi 3. Uluslararası Yenilikçi Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 25-27 Kasım 2022
- XIII. 10. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 16-17 Aralık 2022, Online
- XIV. 11. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 3-4 Mart 2023, Online

Katıldığı Ulusal Bilimsel Kongreler

- I. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17-18 Aralık 2022

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Sözlü Sunumlar

- I. Nezir M., Kedici Alp C. (2021). Travmaya Uğramış Üst Anterior Dişlerin Tedavisi: Olgu Raporu. Uluslararası Lisansüstü Çalışmalar Kongresi – IGSCONG, 17-20 Haziran 2021, Online
- II. Nezir M., Özcan S. (2021). Konjenital Lateral Eksikliğinin Direkt Rezin Kompozit Restorasyonlarla Tedavisi: Olgu Raporu. Uluslararası Sağlık Araştırmaları Kongresi – ICOHER, 25-28 Ağustos 2021, Online
- III. Nezir M., Özcan S. (2021). Çoklu Diastema Vakasının Estetik Rehabilitasyonu. Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi-2-3 Ekim 2021, Online
- IV. Nezir M., Özcan S. (2022). Diş Ağartma Tedavilerine Güncel Bir Bakış. Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi – UTYAB, 21-23 Şubat 2022, Online
- V. Nezir M., Özcan S. (2022). Kök Kanal Tedavili Renklenmiş Maksiller Santral Dişlerin Estetik Restoratif Tedavisi: Olgu Sunumu. 8. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 4-5 Mart 2022, Online
- VI. Nezir M., Özcan S. (2022). Oral Liken Planusu Bulunan Olgunun Estetik Rehabilitasyonu. 2. Uluslararası Dental-Oral Enfeksiyonlar ve 1. Ağız Mikrobiyotası Kongresi, 18-20 Mart 2022, Online

- VII. Nezir M., Kedici Alp C. (2022) COVID-19 Pandemi Döneminde Diş Hekimliği Fakültesi 3. Sınıf Öğrencilerinin Uzaktan - Yüz Yüze Eğitime Yönelik Geribildirimlerinin Değerlendirilmesi: Anket Çalışması/ Evaluation of The Feedback of 3rd Grade Students of The Faculty of Dentistry on Online - Face-To-Face Education During The COVID-19 Pandemic: A Survey Study. Uluslararası Eğitim Yönetimi Forumu-EYFOR-XIII, 10-15 Mayıs 2022, Online
- VIII. Özcan S., Nezir M., Topçuoğlu E., Atilla AO., Yağcı A. (2022) Farklı Dental Restoratif Materyallere Farklı Ortodontik Adezivler İle Yapıştırılan Metal Braketlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi/In Vitro Evaluation of The Bond Strength of Metal Brackets Adhesive to Different Dental Restorative Materials With Different Orthodontic Adhesives. 26. Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 08-11 Eylül 2022
- IX. Nezir M., Altınışik H. (2022) Tek Renkli Universal Bir Kompozit Rezinin Farklı Uygulamalar Sonrası Translüsensi Özelliğinin Değerlendirilmesi/ Evaluation of The Translucence Property of a One-Shade Universal Composite Resin After Different Applications. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 13-14 Eylül 2022, Online
- X. Dağdelen Ahışa C., Nezir M., Üçtaşlı MB., Özcan S. (2022) Kırmızı Detoks Solüsyonunun Tek Renk Universal Kompozit Rezin Restoratif Malzemelerin Renk Stabilitesine Etkisi/ Effect of Red Detox Solution on Color Stability of One-Shade Universal Composite Resin Restorative Materials. Necmettin Erbakan Üniversitesi 2. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 01-03 Ekim 2022
- XI. Çelik A., Nezir M., Özcan S., Bala O. (2022) Bulk-fill Rezin Kompozitlerin Kaide ve Kuafaj Materyallerine Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi/ Evaluation of Bond Strength of Bulk-Fill Resin Composites to Base and Pulp-Capping Materials. Selçuk Üniversitesi 3. Uluslararası Yenilikçi Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 25-27 Kasım 2022
- XII. Nezir M., Çelik A., Özcan S., Bala O. (2022) Fazla Madde Kayıplı Üst Molar Dişin İndirekt Yöntem ile Tedavisi: Olgu Sunumu/The Indirect Treatment Approach for The Tooth That Has Excessive Loss of Structure: Case Report. 10. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 16-17 Aralık 2022, Online
- XIII. Dağdelen Ahışa C., Nezir M., Üçtaşlı MB., Özcan S. (2022) Kırmızı Detoks Solüsyonunun Tek Renk Universal Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi/ Effect of Red Detox Solution on Surface Roughness of One-Shade Universal Composite Resin Restorative Materials. 10. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 16-17 Aralık 2022, Online
- XIV. Nezir M., Dağdelen Ahışa C., Özcan S., Üçtaşlı MB. (2023) Detoks Solüsyonunun Tek Renk Universal Kompozit Rezin Restorasyonların Mikro Sertlikleri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. 11. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 3-4 Mart 2023, Online

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Yapılan Sözlü Sunumlar

-

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

- I. Nezir M., Özcan S. (2021) Maksiller Bilateral Diastema Vakasının Estetik Rehabilitasyonu. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 23-25 Kasım 2021, Online

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

- I. Nezir M., Özcan S. (2022) Farklı Tekniklerle Uygulanan Restoratif Materyallerin Kaide Materyaline ve Pulpa Kapaklama Ajanına Bağlanma Dayanımlarının *İn-Vitro* Olarak Değerlendirilmesi/ Bond Strength Evaluation of Restorative Materials Applied With Different Techniques to The Base Material and Pulp Capping Agent, An *İn-Vitro* Study. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17-18 Aralık 2022 (Ulusal)

Uluslararası Kitap/ Kitap Bölümü Yazarlığı

- I. Merve NEZİR, Cemile KEDİCİ ALP-Endodontik Giriş Kavitesi Tasarımında Güncel Yaklaşımlar: Minimal İnvaziv Endodontik Giriş Kavitesi Tasarımları ve Restorasyonları (Bölüm 14). Sağlık Bilimlerinde Araştırma ve Değerlendirmeler – III, Evreklioglu Cem, Editör, Gece Kitaplığı, ss.245-266, 2021 (Uluslararası Yayınevi)
- II. Merve NEZİR-İlerlemiş Çürük Lezyonlarının Direkt Restoratif Tedavilerinde Güncel Yaklaşımlar (Bölüm 9). Diş Hekimliğinde Güncel Yaklaşımlar II, Özcan Suat, Atilla Aykan Onur, Editör, Akademisyen Kitabevi, Ankara, ss.123-134, 2022 (Uluslararası Yayınevi)
- III. Merve NEZİR, Sinem AKGÜL-İlerlemiş Çürük Lezyonlarının İndirekt Restoratif Tedavilerinde Güncel Yaklaşımlar (Bölüm 10). Diş Hekimliğinde Güncel Yaklaşımlar II, Özcan Suat, Atilla Aykan Onur, Editör, Akademisyen Kitabevi, Ankara, ss.135-143, 2022 (Uluslararası Yayınevi)
- IV. Merve NEZİR, Suat ÖZCAN-Cam İyonmer Materyallerin Diş Dokularına Bağlanması ve Klinik Uygulamaları Clinical Applications and Adhesion to Dental Tissues of Glass Ionomer Materials. Üçtaşlı MB, editör. Güncel Adeziv Yaklaşımlar ve Klinik Adeziv Uygulamalar. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2022. p.46-51 (Uluslararası Yayınevi)

Ulusal Kitap/ Kitap Bölümü Yazarlığı

-

Desteklenen Projeler

- I. Suat ÖZCAN (Yürütücü), Merve NEZİR. Farklı Tekniklerle Yerleştirilen Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Restoratif Materyaller ve Akışkan Bulk Fill Kompozit Rezinin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımlarının ve Mikro Sertliklerinin Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2021-Devam Ediyor.
- II. Suat ÖZCAN (Yürütücü), Merve NEZİR, Ayşenur ÇELİK, Oya BALA. Bulk Fill Rezin Kompozitlerin Farklı Kaide Materyallerine ve Farklı Pulpa Kapaklama Ajanlarına Makaslama Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2021-2023.
- III. Emre TOKAR (Yürütücü), Serdar POLAT, Suat ÖZCAN, Merve NEZİR. 3D Printer ile Üretilen Kron Materyallerinin Optik ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2022-2023.
- IV. Suat ÖZCAN (Yürütücü), Merve NEZİR. Farklı Tekniklerle Uygulanan Restoratif Materyallerin Mekanik Yüzey ve Optik Özelliklerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2022-Devam Ediyor.
- V. Hanife ALTINIŞIK (Yürütücü), Merve NEZİR. Farklı Oranlarda Hidrojen Peroksit İçeren Ofis Tipi Beyazlatma Ajanlarının Etkinliğinin İn Vivo Olarak Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2023-Devam Ediyor.
- VI. Mine Betül ÜÇTAŞLI (Yürütücü), Cansu DAĞDELEN AHISHA, Merve NEZİR, Suat ÖZCAN. Farklı Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Mikro Sertliklerinin ve Önerilen Adeziv Rezinlerinin Farklı Modlarda Kullanımının Materyallerin Mikrosızıntısı ve Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımları Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2023-Devam Ediyor.
- VII. Suat ÖZCAN (Yürütücü), Merve NEZİR, Serdar POLAT. Farklı Restoratif Materyallerin Çiğneme Simülasyonu Uygulaması Sonrası Aşınmasının Üç Boyutlu Olarak Değerlendirilmesi İn-Vitro Çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2023-Devam Ediyor.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..