

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

POSTERİOR DİŞLERİN RESTORASYONUNDA
KULLANILAN BİR CAM HİBRİT RESTORATİF SİSTEMİN
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Canan ÖZTÜRK

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

ANKARA
2017

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

POSTERİOR DİŞLERİN RESTORASYONUNDA KULLANILAN
BİR CAM HİBRİT RESTORATİF SİSTEMİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Canan ÖZTÜRK

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR

ANKARA
2017

ONAY SAYFASI

06/11/2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Canan ÖZTÜRK 06/11/2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Posterior Dişlerin Restorasyonunda Kullanılan Bir Cam Hibrit Restoratif Sistemin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Sevil ÇİFTÇİ

Hacettepe Üniversitesi


Tez Danışmanı : Prof Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ

Ankara Üniversitesi

ONAY Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

X Tezimin 06/11/2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

06/11/2017



Canan ÖZTÜRK

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.



Canan ÖZTÜRK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana sabır, içtenlik ve özveriyle her konuda yol gösteren, tez çalışmam sırasında ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli tez danışmanım Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Birlikte çalışma şansına sahip olduğum için büyük gurur ve mutluluk duyduğum, değerli görüşleri ile tezimin şekillenmesine ve tamamlanmasına katkıda bulunan çok değerli hocam Prof. Dr. Sevil Çiftci'ye,

Hem klinik hem de akademik alanda değerli bilgileri ve görüşleri ile yol gösteren, tecrübelerini paylaşan ve her konuda yardımcı olan, sonsuz güven ve saygı duyduğum, her zaman örnek aldığım Dr. Zeynep Bilge Kütük'e,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak gelişimime katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Prof. Dr. Nuray Attar, Prof. Dr. Rüya Yazıcı, Doç. Dr. Esra Ergin ve Yrd. Doç. Dr. Elif Öztürk Bayazıt'a,

Uzmanlık eğitimim süresince olduğu gibi tez çalışmam sırasında da yardım ve desteklerini esirgemeyen, varlıklarından güç aldığım, canlarım Burcu ve Sinan Altun'a,

Hep yanımda olduklarını bildiğim, en büyük destekçilerim, can dostlarım Müge Gülçelik, Merve Kayış ve Firdevs Merve Öztoklu'ya

Berber çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım ve idari personelimize,

Hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan hayatımın her anında yanımda olan, sabır ve anlayışla beni her zaman destekleyen, sevgimi ve minnettarlığımı kelimelerle ifade edemeyeceğim sevgili annem Beyhan Öztürk, canım babam Mehmet Asım Öztürk ve birtanecik abim Koray Caner Öztürk'e gönülden teşekkür ederim.

ÖZET

Öztürk, C. Posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan bir cam hibrit restoratif sistemin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017.

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, bir cam hibrit restoratif sistemin (EQUIA Forte/GC) mekanik özelliklerini değerlendirmek ve bir mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial Posterior/GC) ile karşılaştırmaktır. Sıkışma dayanıklılık testi için 4 mm çapında 8 mm uzunluğunda silindir şeklinde örnekler hazırlanmış (n=12). ve 37°C'de 24 saat distile suda bekletilmiştir. Örnekler universal bir test cihazı (Mod Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak kırılma meydana gelinceye kadar kuvvet uygulanmıştır (kafa hızı 1 mm/dk). Kırılma dayanıklılık testi için kırk sekiz adet çekilmiş sağlam insan alt molar dişi kullanılmıştır. Dişler rastgele dört gruba ayrılmıştır; Grup 1 (Pozitif kontrol): Sağlam dişler, Grup 2 (Negatif kontrol): Geniş Sınıf 2 kavite preperasyonu yapılan dişler, Grup 3: Geniş Sınıf 2 kavite için mikrohibrit kompozit rezin ile üretici firma talimatlarına göre restore edildiği dişler, Grup 4: Geniş Sınıf 2 kavite için cam hibrit restoratif sistem ile üretici firma talimatlarına göre restore edildiği dişler. Örnekler 5°C ve 55°C'de 10000 kez termal siklus işlemine tabi tutulmuş ve universal test cihazı kullanılarak kırılma meydana gelinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Kırılmadan önce meydana gelen maksimum kuvvet (Newton) kaydedilmiştir. Elde edilen veriler Mann-Whitney U, Kruskal Wallis ve Tukey HSD testleri ile analiz edilmiştir ($\alpha=0.05$). Kırılma tipleri tarama elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Kompozit rezin ve cam hibrit restoratif materyalin ortalama sıkışma dayanıklılık değerleri sırasıyla 178.20 ± 17.34 MPa ve 64.62 ± 25.72 MPa olarak bulunmuştur ($p<0.05$). Sağlam dişlerden oluşan grubun (977.99 ± 92.79 N) ortalama kırılma dayanıklılık değeri diğer gruplardan anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Kompozit rezin (961.87 ± 246.04 N) ve cam hibrit (641.88 ± 274.57 N) ile restore edilen dişlerden oluşan grupların kırılma dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Cam hibrit grubundaki 2 örnekte tamir edilemez kırık görülürken kompozit rezin grubundaki tüm örneklerin kırılma tipi tamir edilebilir olmuştur. Cam hibrit restoratif sistemin, posterior dişlerdeki geniş çürük lezyonlarının restorasyonunda kompozit rezinlere alternatif olarak tercih edilebileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Cam hibrit, Kompozit rezin, Sıkışma dayanıklılığı, Kırılma dayanıklılığı

ABSTRACT

Öztürk, C. Evaluation of mechanical properties of a glass hybrid restorative system used in the restoration of posterior teeth. Hacettepe University, Department of Restorative Dentistry, Specialization Thesis, Ankara, 2017. The aim of this in vitro study was to evaluate mechanical properties of a glass hybrid restorative system (EQUIA Forte/GC) and compare with a microhybrid composite resin (G-aenial Posterior/GC). For compressive strength test, cylindrical specimens with 4 mm diameter 8 mm height were prepared (n=12). The specimens were subjected to loading on a Universal testing machine (Mod Dental, Ankara, Turkey) (crosshead speed 1 mm/min) until fracture occurred after storing 24 hours in distilled water at 37°C. Forty eight sound extracted human mandibular molars were used for fracture strength test. Teeth were randomly divided into four groups; Group 1 (Positive control): Sound teeth, Group 2 (Negative control): Extended size Class 2 cavities prepared on mesial surfaces of teeth, Group 3: Extended size Class 2 cavities restored with microhybrid composite resin according to manufacturer's directions. Group 4: Extended size Class 2 cavities restored with glass hybrid according to manufacturer's directions. Specimens were then thermocycled for 10000 cycles between 5°C and 55°C and subjected to loading on universal testing machine until fracture occurred. Maximum force before failure (Newton) was recorded. Data were analyzed using Mann-Whitney U, Kruskal Wallis and Tukey HSD tests ($\alpha=0.05$). Fracture modes were investigated with Scanning Electron Microscope. Mean compressive strength values of the composite resin and glass hybrid restorative material were 178.20 ± 17.34 MPa and 64.62 ± 25.72 MPa, respectively ($p<0.05$). Mean fracture strength values were significantly higher in sound teeth group (977.99 ± 92.79 N) than the other groups. No statistically differences were observed between fracture strength of groups restored with composite resin (961.87 ± 246.04 N) and glass hybrid (641.88 ± 274.57 N) ($p>0.05$). Fracture modes of all specimens were repairable in composite resin group, whereas 2 specimens had nonrepairable fractures in glass hybrid group. Glass hybrid restorative system could be preferred for extensive caries lesions on posterior teeth as an alternative to composite resins.

Keywords: Glass hybrid, Composite resin, Compressive strength, Fracture strength

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Posterior Dişlerin Direkt Restorasyonunda Kullanılan Materyaller	4
2.1.1. Amalgam	4
2.1.2. Kompozit Rezinler	5
2.1.3. Cam İyonomer Simanlar	11
2.2. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri	24
2.2.1. Sıkışma Dayanıklılığı	25
2.2.2. Restore Edilmiş Dişlerin Biyomekaniği	26
2.2.3. Kırılma Dayanıklılığı	27
2.3. Termal Siklus	28
2.4. Tarama Elektron Mikroskopu İle Yüzeylerin İncelenmesi	29
3.GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Kullanılan Materyaller	30
3.2. Sıkışma Dayanıklılık Testi	31
3.2.1. Örneklerin Hazırlanması	31
3.2.2. Sıkışma Dayanıklılık Değerlerinin Ölçülmesi	35
3.3. Kırılma Dayanıklılık Testi	36
3.3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	36
3.3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Grupların Oluşturulması	37
3.3.3. Kavite Preperasyonu	39
3.3.4. Restoratif İşlemler	40

3.3.5. Termal Siklus	45
3.3.6. Kırılma Dayanıklılık Değerlerinin Ölçülmesi	46
3.4. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Tipi Analizi	47
3.5. Tarama Elektron Mikroskobu İncelemeleri	48
3.5.1. Materyallerin Yüzey İncelemesi	49
3.5.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Yüzeyi İncelemesi	49
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	49
4.BULGULAR	51
4.1. Sıkışma Dayanıklılık Testi Bulguları	51
4.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Bulguları	53
4.3. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Tipi Bulguları	57
4.4. Tarama Elektron Mikroskobu Bulguları	61
4.4.1. Materyallerin Yüzey Bulguları	61
4.4.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Yüzeyi Bulguları	63
5.TARTIŞMA	65
6.SONUÇLAR	80
KAYNAKLAR	81
EKLER	
EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni	
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al	Alüminyum
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
ASPA	Alumino Silikat Poliakrilik Asit
BAP	Biaçilfosfin oksit
BD	Butanediol
Bis-GMA	Bisfenol glisidilmetakrilat
Bis-EMA	Etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat
Ca	Kalsiyum
CQ	Kamferokinon
cm ²	Santimetrekare
°C	Santigrat derece
dk	Dakika
F	Florür
HEMA	Hidrosietil metakrilat
LED	Light Emitting Diode
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
mW	Miliwatt
nm	Nanometre
N	Newton
pH	Potential of hydrogen
PA	Propionaldehit
PPD	1-fenil-1,2-fenilpropanodin
SEM	Tarama Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SD	Standart sapma değeri

sn	Saniye
Sr	Stronsiyum
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Triaçilfosfin oksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
α	Alfa
μm	Mikrometre
π	Pi sayısı
%	Yüzde



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Cam hibrit restoratif materyalin yapısı	23
2.2. Diş dokusu ve restorasyonların maruz kaldığı stres tiplerinin şematik görünümü	27
2.3. Sağlam diş ve farklı boyuttaki restorasyonlara uygulanan streslerin olası etkileşimi	27
3.1. Kullanılan restoratif materyaller	30
3.2. Sıkışma dayanıklılık testi için örneklerin hazırlandığı teflon kalıbın görüntüleri	32
3.3. Kompozit rezin örneklerin hazırlanması	33
3.4. A: Cam hibrit kapsülünün karıştırılması B: Cam hibrit örneklerin hazırlanması C: Yüzey örtücü uygulaması	34
3.5. Sıkışma dayanıklılık testi için hazırlanan ve distile suda bekletilen örnekler	35
3.6. A: Sıkışma dayanıklılık testinde kullanılan üniversal test cihazı B: Üniversal test cihazına yerleştirilen örneğin görünümü	35
3.7. Çalışmada kullanılan dişler	37
3.8. Çalışmada kullanılan dişlerin boyutlarının ölçülmesi	37
3.9. A: Dişlerin mine-sement sınırının belirgin hale getirilmesi B: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan otopolimerizan akril materyali C: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıplar ve akrile gömülmeden önceki görünümü D: Hazırlanan örneğin okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü	38
3.10. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara ayrılması	39
3.11. Kavite preperasyonunda kullanılan frezler	39
3.12. Üretici önerilerine uygun kavite sınırlarının şematik görüntüsü	40
3.13. Kavite preperasyonu ardından dişlerin görünümü ve hazırlanan kavitenin periyodontal sond ile ölçümü	40
3.14. Minenin selektif olarak pürüzlendirilmesi	41
3.15. Adeziv uygulaması	41
3.16. Matriks uygulaması ve kompozit rezinin yerleştirilmesi	42

3.17.	A: Kompozit rezin ile restore edilmiş örneğin polisaj öncesi görüntüsü B: Polisaj işleminde kullanılan disk seti C: Bitirme ve polisaj işlemleri	42
3.18.	A: Yüzey düzenleyicinin fırça ile kavite yüzeylerine uygulanması B: Kavitenin suyla yıkanması C: Kavitenin havayla kurutulması	43
3.19.	Cam hibrit kapsülünün karıştırılması	44
3.20.	A: Matriks bandının uygulanması B: Cam hibritin kaviteye uygulanması C: Cam hibritin şekillendirilmesi	44
3.21.	A: Polisaj işleminde kullanılan disk seti B: Bitirme ve polisaj işlemleri C: Yüzey örtücü uygulaması	45
3.22.	Kırılma dayanıklılık testi için restore edilen ve distile suda bekletilen örnekler	45
3.23.	Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı	46
3.24.	A: Kırılma dayanıklılık testinde kullanılan üniversal test cihazı B: Üniversal test cihazına yerleştirilen örneğin görünümü	47
3.25.	Çalışmada kullanılan tarama elektron mikroskobu	49
4.1.	Materyallere ait sıkışma dayanıklılık değerlerinin kutu çizgi grafiği ile gösterilmesi	51
4.2.	G-aenial Posterior materyalinin sıkışma dayanıklılık analizi değerlerinin histogram ile gösterilmesi	52
4.3.	EQUIA Forte materyalinin sıkışma dayanıklılık analizi değerlerinin histogram ile gösterilmesi	53
4.4.	Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin kutu çizgi grafiği ile gösterilmesi.	55
4.5.	Restorasyon uygulanmış grupların kırılma tipleri ve kırılma tipi yüzde dağılımlarının grafik ile gösterilmesi	58
4.6.	G-aenial Posterior'un kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine örnekler	59
4.7.	EQUIA Forte'nin kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine örnekler	60
4.8.	G-aenial Posterior'a ait x250, x500 ve x1000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri	61
4.9.	EQUIA Forte'ye ait x250, x500 ve x1000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri	62

- 4.10. G-aenial Posterior'un uygulandığı gruba ait 'Adeziv + restorasyonda koheziv' kırılma tipi görülen örneğin farklı büyütmelerdeki SEM görüntüleri 63
- 4.11. EQUIA Forte'nin uygulandığı gruba ait 'Adeziv + restorasyonda koheziv' kırılma tipi görülen örneğin farklı büyütmelerdeki SEM görüntüleri 64



TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Kullanılan materyallerin üretici firma ve içerikleri	31
4.1. Materyallerin sıkışma dayanıklılık değerlerinin (MPa) dağılımı ve standart sapma değerleri (\pm SD)	51
4.2. Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin (Newton) dağılımı ve standart sapma değerleri (\pm SD)	54
4.3. Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin Tukey HSD testi ile ikişerli olarak karşılaştırılması	56
4.4. Restorasyon uygulanmış grupların kırılma tipleri ve kırılma tipi yüzde dağılımları	57

1.GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin en önemli hedeflerinden biri doku devamlılığının korunarak, kaybedilmiş diş sert dokularının fonksiyon ve estetiğinin geri kazandırılmasıdır. Bu amaçla geliştirilen restoratif materyallerin; diş dokuları ile biyolojik olarak uyumlu, ideal adeziv özelliklere sahip, estetik ve yeterli mekanik dayanıklılıkta olması istenmektedir. Ayrıca hızlı ve kolay uygulanabilir olması da önemlidir (1).

Modern diş hekimliğinde kompozit rezinlerin kullanımındaki artış, materyallerdeki gelişmelerin yanı sıra hastaların estetik beklentilerinin artması ile devam etmektedir (2). Bu süreçte, bazı ülkelerde civa içeren amalgamın kullanımının tamamen ortadan kalktığı, ülkemizde ise hastaların talepleri doğrultusunda önemli ölçüde azaldığı görülmektedir (1).

Estetik anlayışının sürekli gelişmesiyle, hastalar; çoğunlukla posterior dişlerine uygulanan restorasyonlarda da doğal diş görünümünü ve estetiği tercih etmektedirler. Bu nedenle günümüzde kompozit rezinler posterior dişlerde de sıklıkla kullanılmaktadır (3, 4). Estetik restorasyonlara ilgi ve talebin artmasıyla yeni materyal ve tekniklerin geliştirilmesi önem kazanmıştır (1).

Geleneksel cam iyonomer simanlar, diş dokusuna kimyasal olarak bağlanması ve biyolojik uyumu nedeniyle yıllar boyunca tercih edilen bir restoratif materyal olmuştur. Florür salınımı sayesinde sekonder çürük oluşumunu önlemesi, mekanik retansiyonu olan kavite preparasyonuna gerek duyulmaması, diş renginde ve kolay uygulanabilir olması cam iyonomer simanların diğer üstün özellikleridir (1). Fakat okluzal kuvvetlere karşı özellikle ara yüz çürüklerinin tedavisinde kullanıldıklarında yeterli dayanıklılığı gösterememeleri büyük bir sorun oluşturmaktadır. Bu nedenle günümüzde cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir ve posterior dişlerde daimi restoratif materyal olarak kullanılması söz konusudur. Bu doğrultuda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve son dönemde geliştirilen cam hibrit restoratif

sistemler en g¼ncel materyellerdir (5). EQUIA Forte (GC, Tokyo, Japan), cam hibrit teknolojiyle ¼retilmiř bir materyaldir ve geliştirilmiş mekanik ve estetik ¼zellikleri sayesinde geniş kavitelerde daimi restoratif materyal olarak kullanılabileceği iddia edilmektedir. Yapılan literat¼r araştırmasında bu materyalin kullanıldığı az sayıda ¼alıřma olduğu g¼r¼lm¼řt¼r. Yeni piyasaya sunulduğundan klinik ¼alıřmaların uzun d¼nem sonu¼ları da literat¼rde bulunmamaktadır.

Dolayısıyla bu *in vitro* ¼alıřmanın amacı, posterior b¼lgedeki dişlerin restorasyonunda rutin olarak kullanılan bir cam hibrit restoratif sistemin ve bir mikrohibrit kompozit rezinin sıkışma (basma) ve geniş Sınıf 2 kavitelerde kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılmasıdır. ¼alıřmada, her iki restoratif materyalin okluzal y¼kler altında, dayanıklılık ve kırık oluşumunu tespit edebilmek i¼in Sınıf 2 kavitelerdeki performansı değerlendirilmiştir. Elde edilen sonu¼ların, mekanik ve estetik ¼zellikleri geliştirildiği ¼ne s¼r¼len bu materyalin daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilmeleri konusunda fikir vermesi klinik uygulamalar i¼in ¼nem taşımaktadır.

¼alıřmanın hipotezi test edilen restoratif materyallerin sıkışma ve kırılma dayanıklılıkları arasında fark olmayacağı y¼n¼ndedir.

2. GENEL BİLGİLER

Diş çürüğü, kalsifiye dokuların yıkımı ve lokalize çözünmesiyle sonuçlanan, yaygın görülen mikrobiyolojik enfeksiyöz bir hastalıktır (1). Çürüğün uzaklaştırılarak kaybedilmiş dokuların tamamlanması ve fonksiyonun tekrar kazandırılması amacıyla çok çeşitli restoratif materyaller geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam etmektedir.

Posterior dişlerin proksimal yüzeylerindeki kavite preparasyonları Sınıf 2 olarak adlandırılır. Amalgam, altın ve seramik restorasyonlar için hazırlanan preparasyonlar restoratif materyalin özellikleri nedeniyle özel duvar formları ve derinlikleri gerektiren geleneksel preparasyonlar olarak kabul edilebilir. Kompozit, cam iyonomer ve diğer direkt estetik restoratif materyaller için hazırlanan preparasyonların özel derinliğe, duvarlara, kenar formlarına daha az gereksinimi vardır ve bunlar modifiye preparasyonlar olarak kabul edilebilir. Bu preparasyonlar, adeziv restoratif materyallerin bağlanmasından ve farklı özelliklerinden kaynaklanan dayanıklılık ve tutuculuklarının geliştirilmesi nedeniyle daha çok değişkenlik gösterir (1).

Geleneksel kavite açma yönteminde, çürük ve çürükten etkilenmiş diş dokularının tamamen uzaklaştırılması esasken; günümüzde sağlıklı ve remineralize olma potansiyeli olan çürükten etkilenmiş diş dokularını kaldırmadan, sadece yumuşak ve denatüre çürük tabakasının uzaklaştırılması esasına dayanan minimal invaziv yaklaşım daha ön plana çıkmaktadır (6). Minimal invaziv yaklaşımın, diş hekimliğinde kabul görmesiyle birlikte, remineralizasyon yapma potansiyeline sahip restoratif materyallere yönelim artmıştır.

Günümüz konservatif tedavi yaklaşımında önemli olan sadece dişin restore edilmesi değil, restorasyon sonrası mevcut dokunun tekrar girişimsel bir işleme gerek kalmaksızın uzun süreli olarak korunmasıdır (7). Bu nedenle yapılacak olan restorasyonun estetik özelliklerinin yanı sıra, fiziksel ve mekanik özellikleri de büyük önem taşır.

İdeal bir restoratif materyalde; yüksek bağlanma kapasitesi, diş dokusu ile benzer mekanik ve fiziksel özellikler, remineralizasyon potansiyeli ve uzun dönemde çürük oluşumunu önleyebilme özellikleri bulunmalıdır (8). Bu beklentileri karşılama potansiyeli olan cam iyonomer simanlar, yıllar içinde restoratif diş hekimliğinde oldukça tercih edilir bir materyal haline gelmiştir (7, 9).

2.1. Posterior Dişlerin Direkt Restorasyonunda Kullanılan Materyaller

Posterior bölgede direkt uygulanabilen daimi restorasyon materyalleri olarak amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar kullanılmaktadır. Bir restoratif materyali seçerken, kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları göz önünde bulundurulmalıdır (10).

2.1.1. Amalgam

Restoratif materyallerin tarihsel gelişimi incelendiğinde ilk sırayı alan amalgam, 19. yüzyılın başlarında Joseph Bell tarafından diş hekimliği kullanımına sunulmuş ve 1970'li yılların sonuna kadar en çok tercih edilen restoratif materyal olmuştur (11).

Uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmakta olan amalgam, civanın birden fazla metalle yaptığı bir alaşımdır. Amalgam alaşımı, gümüş-kalay alaşımı olup içine farklı miktarlarda bakır ve az miktarda da çinko katılmıştır. Amalgamasyon reaksiyonu toz kısmın civayla karıştırılmasıyla oluşur (1).

Amalgamın Avantajları: Okluzal stres altında gerilme, kopma ve aşınma direnci yüksektir. Uygulaması kolaydır. Diş-restorasyon birleşim alanlarında korozyon oluşturup sızdırmazlığı artırır. Ağız sıvılarında çözünmeye karşı dayanıklı ve neme karşı daha az hassastır. Diğer restoratif materyallere göre ucuzdur (12).

Amalgamın Dezavantajları: Civa toksisitesi potansiyeli bulunmaktadır. Yüksek ısı iletimi nedeniyle hassasiyete neden olabilir. Diş dokularına mekanik olarak bağlanır. Kavite preparasyonu sırasında restorasyonun

retansiyonunu artırmak amacıyla diş dokusundan fazla madde uzaklaştırılır ve uygun kavite şeklinin oluşturulması zorunluluğu vardır. Ağızda galvanik akım oluşturabilir. Diğer restoratif materyallere göre kötü estetiğe sahiptir. Dişlerde renk değişikliğine sebep olabilir. Bitirme ve polisaj işlemleri için 24 saat beklenmesi gerekir (12).

Günümüzde amalgamın civa içeriğine bağlı olarak, restoratif materyal olarak hala kullanılması eleştirilere hedef olmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin gelişmesi ve amalgamın sahip olduğu dezavantajlar nedeniyle günümüzde kullanımı hızla azalmaktadır (13).

2.1.2. Kompozit Rezinler

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır (14). Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (3).

2.1.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler organik rezin matrisi, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden oluşmaktadır (15).

1) Organik Rezin Matrisi: Kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda katı bir polimere dönüşmektedir (15). Bu faz içinde monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır.

Monomer ve Ko-monomerler: Monomerlerin bir araya gelerek polimerleri oluşturmalarına 'polimerizasyon' adı verilir. En yaygın kullanılan monomer yapısı bisfenol-A ve glisidilmetakrilatın oluşturduğu Bis-GMA'dır. Polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağı aracılığıyla olur (16). Sonra daha iyi bir adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomeri geliştirilmiştir (17).

UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini lineer bir izosiyonat grubu almıştır (18). UDMA, Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olsa da daha akıcıdır (15). Ayrıca, üretanın oluşturduğu bağlar daha esnek bir yapıdadır. Bu esneklik, dayanıklılığı artırır (19). Her iki monomerin viskoziteleri yüksek olduğundan seyreltilmesi amacıyla daha az viskoziteye sahip olan komonomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır (20). Düşük molekül ağırlığındaki TEGDMA'nın, daha çok büzülmesi ve hidrofilik olması nedeniyle, yerine geçebilecek monomerlerden biri de etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) tır (21).

Başlatıcılar (İnitiatörler): Kompozit rezinlerde sertleşme reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşmektedir. Organik rezin matrisi içerisindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel aktivasyon ile serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olmaktadır (15). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı soğurarak polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bu iş için en çok bir α -diketon olan kamferokinon (CQ) kullanılmaktadır. Işığın etkisiyle CQ harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (22). Kamferokinona alternatif olarak yapısına aldehit ve keton eklenmiş polimerizasyon başlatıcılar bulunmaktadır. Buna örnek olarak; 1-fenil-1,2-fenilpropanodin (PPD), propionaldehit (PA), butanediol (BD) verilebilir (23). Bazı olarak kamferokinonun kullanılmadığı fosfinoksid bazlı, bis(2,4,6-triaçilfosfin oksit) (BAP) ve triaçilfosfin oksit (TPO) gibi polimerizasyon başlatıcılar da kompozit rezinlerin yapısına katılabilmektedirler (24).

İnhibitörler: Monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin sistemlerin yapısına katılırlar. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyeli monomerlere göre daha yüksektir. Materyal gün ışığına maruz bırakıldığında inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyona girerler. İnhibitörler fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertsiyerbütill fenol

kullanılır. İnhibitörler kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatırlar ve uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olurlar (18).

Ultraviyole (UV) stabilizatörler: Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler UV ışığının etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi denilen kahverengi renklenmeye neden olabilir. Bu renklenmelerin önüne geçebilmek, kompozitin renk stabilitesini sağlamak ve UV ışığının amin bileşikler üzerindeki olumsuz etkilerini engelleyebilmek için kompozitlerin organik matriksi içine 350 nm altında dalga boyuna sahip UV ışığını absorbe eden 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi ultraviyole stabilizatörler ilave edilir (3).

2) Ara Bağlayıcı: Kompozit rezinlerde, organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantı materyalin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından esastır. Bu bağlantı, bir organo-silan olan 3-(metakriloksi) propil-trimetoksisilan ile sağlanır (25). Organik rezin matriks ile inorganik doldurucu arasındaki bu bağlanma ne kadar kuvvetliyse kompozit rezinin mekanik özellikleri o kadar iyi olacaktır. Bu bağlantıyı sağlayan ajanlar silanlardır (17). Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur, bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik doldurucu partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanır ve birleştirici görev yaparlar (26).

3) İnorganik Doldurucular: Organik rezin matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityum silikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronisyum, baryum, çinko, zirkonyum ve silisyum gibi elementler de ilave edilmektedir. İnorganik doldurucular, organik matriksin yapısını güçlendirmek, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirerek materyali kuvvetler karşısında dirençli hale getirmek amacıyla eklenmektedir. Materyalin ısıl genleşme katsayısını ve su emilimini azaltır, organik rezin matriks hacminin azalmasına neden olarak polimerizasyon büzülmesinde azalmayı sağlar, basınç ve

çekme direncinin artırılmasında etkili olurlar (19).

Doldurucu içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Kompozit rezinlerin dayanıklılığı, elastisite modülleri ve kopma dayanımları, doldurucu hacmi ve ağırlığı ile ilişkilidir (27, 28).

2.1.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül İçeriklerine Göre Sınıflandırılması:

Günümüzde kompozit rezinler; genellikle inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü, miktarı ve kompozisyonuna göre 3 temel gruba ayrılırlar (1).

1) Geleneksel Kompozit Rezinler: Ortalama 1-50 μm partikül boyutunda doldurucu kuartz cam partiküller içermektedirler. Doldurucu içerik ağırlıkça %70-80'dir. Hacimce ve ağırlıkça ölçüldüğünde doldurucu içerik arasında farklar bulunmaktadır. İnorganik doldurucu partikülleri rezin matriksden daha yoğun olduğundan hacim yüzdesi ağırlık yüzdesinden tipik olarak %10-15 daha düşüktür. Üreticiler ağırlık yüzdesini bu sebeple daha yüksek rapor etmektedirler. Her iki yüzde değeri de materyalin değerlendirilmesinde kullanılabilir (29).

2) Mikrodolduruculu kompozit rezinler: Ortalama 0.04 μm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri içermektedirler (29). Bu kompozit rezinlerde inorganik doldurucu içeriği hacimce %20-55, ağırlıkça %35-60 oranındadır (30). Partiküllerin küçük boyutu çok düzgün yüzeye bitirilmelerine imkan vermekte ve görünüm mineye çok benzemektedir. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerin problemi düşük doldurucu oranıdır. Çok küçük partiküllü inorganik doldurucuların kullanımı rezinle temas halinde olan doldurucu yüzey alanının çok geniş olmasına yol açmaktadır. Geniş yüzey alanı doldurucu partiküllerin yüzeyi ıslatması için çok daha fazla rezin gerektirmekte, yüksek rezin içeriği de, artmış termal ekspansiyon katsayısı

ve düşük dayanıklılık ile sonuçlanmaktadır (17).

3) Hibrit kompozit rezinler: Geleneksel kompozit rezinlerin tercih edilen mekanik ve fiziksel özelliklerini ve mikrodolduruculu kompozit rezinlerin pürüzsüz yüzeyini bir araya getirmek için hibrit kompozit rezinler üretilmiştir. Hibrit kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül içeriği %87'ye kadar çıkarılmış, rezin matriks ise hacimsel olarak azaltılmıştır. Resin matriksin az olması iyi kondanse edilebilmelerine, aşınmaya karşı direncin yükselmesine, polimerizasyon büzülmesinin ve pulpa irritasyonlarının azalmasına neden olmuştur (31).

Kompozit rezinlerin yapılarıyla ilgili son gelişmeler ile birlikte nano dolduruculu gibi farklı hibrit kompozit rezinleri ortaya çıkmıştır.

Nano Dolduruculu Kompozit Resinler: 'Nano' terimi Yunanca kökenli olup nanometre, 10^{-9} metreyi veya 10^{-3} mikrometreyi ifade eden, çok küçük boyutlarda bir ölçü birimidir. İstenilen boyutlarda (20 nm gibi) ve küresel partiküller şeklinde elde edilebilen bu nano doldurucular, geleneksel doldurucu partiküllerle kıyaslandığında, farklı özellikler gösterirler. Bu özellikteki doldurucular bir katıdan çok sıvıya benzerler. Bu parçalar geleneksel doldurucuların yaptığı gibi matriksi kalınlaştırmazlar. İnorganik doldurucu partiküllerin aşırı küçük olduğu (0.005-0.001 μm) bu kompozit resin tipinde, bu küçük partiküller kolayca kümelenebildiklerinden farklı boyutlarda doldurucular oluşur. Sonuç olarak restoratif materyal içerisinde doldurucu oranı yüksek olmasıyla üstün fiziksel ve estetik özellikler oluşur (32).

Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması:

1) Akışkan (Flowable) Kompozit Resinler: 1995'ten beri kullanılmaktadırlar. Üretici firmalar tarafından daha hızlı ve daha kolay kullanım iddiası ile tanıtılmışlardır. Bir kompozit rezini daha düşük viskoziteli ya da akışkan yapmak için, ya partikül boyutunu arttırmak ya da doldurucu miktarını düşürmek gereklidir (33). Akışkan kompozit resinler çoğu

mikrodolduruculu kompozit rezinlerden daha az doldurucu içerirler (34). Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Ancak, organik rezin matris miktarının fazla oluşu nedeniyle hibrit kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranları artmış, dayanıklılıkları azalmıştır (35).

2) Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Resinler: Kondanse olabilen kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül miktarı oldukça yüksektir. Amalgama benzer kaviteye taşınma, uygulama ve işlenebilme özelliklerine sahip olup, geleneksel kompozit rezinlerden daha kolay manipülasyon sağlarlar (36).

Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması:

1) Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resinler: Polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı bu kompozitler iki pattan oluşurlar. Baz kısmında benzoil peroksit, katalizör kısmında aromatik tersiyer bir amin ya da sülfürik asit bulunur. Karıştırma sırasında hava kabarcığı kalması, amin renkleşmesi ve uzun olan polimerizasyon süreleri nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlıklar olabilmektedir (18). Polisaj işlemi en erken 24 saat sonra yapılabilir. Oda sıcaklığında stabil değildirler ve 8°C'nin altında soğutucuda saklanmalıdırlar (37).

2) Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Resinler: Tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Organik-kimyasal bileşenlerin oluşumuna imkan sağlarlar. Bu materyallerde başlatıcı olarak genellikle kamferokinon kullanılır (37). Polimerizasyon için görünür mavi ışığın, 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm² şiddetinde olması gerekir (1).

3) Kimyasal Olarak ve Görünür Işıkla Polimerize Olan (Dual Cure) Kompozit Resinler: Hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit rezinlerdir. İki pat şeklindedirler. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işık

ulaşamadığı bölgelerde ve polimerize olmayan bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirme hızından çok daha yavaştır (24).

2.1.2.3. Kompozit Rezinlerin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları: Adeziv özellikli restoratif materyal olması nedeniyle kavite preperasyonunda minimal invaziv yaklaşıma izin vermektedir. Güçlü fiziksel özelliklere sahiptir. Diğer direkt restoratif materyallere göre daha estetikdir (12).

Dezavantajları: Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşan mikrosızıntı en önemli dezavantajdır. Su emilimi yüksektir. İyi polimerize edilmediğinde artık monomer oluşur. Aşınma dirençleri yüksektir. Çürük önleme özelliği yoktur. Uygulaması teknik hassasiyet gerektirir ve zaman alıcıdır (12).

2.1.3. Cam İyonomer Simanlar

Silikat ve çinko polikarboksilat simanların avantajları bir araya getirilerek üretilmiş olan cam iyonomer simanlar, 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimlerine tanıtılmış ve günümüze kadar birçok gelişme göstermiştir (38).

Cam iyonomer simanlar, diş hekimliği dünyasına tanıtılmasından bu yana farklı klinik uygulamalar için kullanılmışlardır. Son zamanlarda daimi restorasyon materyali olarak amalgam ve kompozit rezinler yerine kullanılması fikri ön plana çıkmış ve üreticilerin buna yönelik çalışmaları artmıştır.

Diş dokularına kimyasal yolla bağlanabilme özelliğinde olan cam iyonomer simanlar, florür salarak ve rezervuar görevi yaparak diğer restoratif materyallere üstünlük sağlamaktadırlar (39, 40). Ancak, uygulamaları sırasında ve sonrasında nemden ve aşırı kurutmadan etkilenmekte, yüzeyleri kolayca aşınmakta, renk değiştirmekte ve pürüzlü kalmaktadır. Bu restoratif

materyal grubunun olumlu özelliklerinden fayda sağlamak ve olumsuzluklarını gidermek amacıyla, cam iyonomer siman yüzey örtücüleri geliştirilmiştir. Yüzey örtücü, cam iyonomer restorasyonların yüzeylerine uygulandığında, simanın fiziksel ve mekanik özellikleri iyileşmekte, restorasyonun kırılmaya ve aşınmaya karşı direnci artmakta, erken dönemde nem hassasiyeti azalmakta ve estetik görünüm olumlu yönde etkilenmektedir (41, 42).

2.1.3.1. Cam İyonomer Simanların Gelişimi

Cam iyonomer simanlar ilk kez Alumino-Silikat-Poliakrilik-Asit olan içeriğin baş harfleri alınarak ASPA adıyla üretilmiştir (43). Materyalin sertleşme reaksiyonunu daha iyi kontrol edebilmek amacıyla, içeriğine tartarik asit ilave edilerek Wilson ve Crisp tarafından 1972 yılında tekrar geliştirilmiştir. ASPA II adını alan ürün 1976'da piyasaya tanıtılmış olup, rengi daha açık ve hafif opak olan ilk pratik cam iyonomer simandır. Wilson ve Crisp 1974 yılında, poliakrilik asit solüsyonuna metil alkol ekleyerek ASPA III simanını geliştirmişlerdir. Bu simanda poliakrilik asidin şelasyonu engellenmiştir. Ancak McLean, bu simanın ağız içinde renklendiğini ortaya koymuştur. Bu eleştiriler üzerine, Wilson ve Crisp 1977 yılında, kopolimeri akrilik asidin ve itekoik asidin birleşmesinden meydana gelen ASPA IV simanını üretmişlerdir (43-46). ASPA IV erozyon kavitelelerinin tedavilerinde ve fissür örtülemeye uygulanabilir bir materyaldir. İnce granüllü şekli yapıştırma ajanı olarak geliştirilmiştir. Debrisleri uzaklaştırarak diş yüzeyini temizlemek ve dişe adezyon sağlamak için diş yüzeyine sitrik asit sürülmesi önerilmiştir (47). ASPA V asidin kurutulup cam tozuna katılmasıyla meydana gelmiştir. Sertleşme süresi kısaltılmış, dayanıklılığı artırılmıştır. (48).

2.1.3.2. Cam İyonomer Simanların Yapısı

Cam iyonomer simanlar toz ve likit olmak üzere iki kısımdan oluşur. Simanın likit kısmını oluşturan poliakrilik asitin, diş dokularına kimyasal bağlanma ve biyolojik uyumluluk özelliklerine sahip olduğu iddia edilmektedir (49). Toz kısmı ise; silisyum oksit (%29), alüminyum oksit (%16.6), karyolit

(%5), kalsiyum florür (%34.3), alüminyum florür (%5.2) ve alüminyum fosfatla (%9.9) birleşmesi ile oluşan yüksek florür içerikli bir alüminosilikat camdır. Son yıllarda cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini artırmak için bileşimlerine rezin monomerler de katılmıştır (50).

Kullanılan cam tozları asitle parçalanabilen cam olup ince toz haline getirilmişlerdir. Asit ile karşılaştıklarında Ca^{+2} ve Al^{+3} gibi iyonlar salarlar. Likit bölümü ise poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile su olabilir. Likit bölümünde sadece su içerenlerde poliakrilik asit yerine tozda polimaleik asit bulunur (50).

2.1.3.3. Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, florealümina silikat cam tozu ile poliakrilik asidin aköz solüsyonundaki bileşenlerin karıştırılması sonrası, katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir reaksiyon sonucu gerçekleşmektedir (43).

Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması dört faza ayrılmaktadır. Bunlar, toz ve likitin teması, cam partikülleri üzerine asit atağı, matriksin şelasyonu ve sertleşmesi şeklindedir (45).

Başlangıç fazında, cam partikülleri poliakrilik asit likidi içinde dağılırlar. Polialkenoik asitten salınan hidrojen iyonları cam yüzeyine bağlanırlar (51).

Asit atak fazında, yüzeydeki cam tozlarının yıkımı başlar ve metal iyonlarının (Al^{+3} , Ca^{+2} , Sr^{+2} , F^{-1}) serbestleşmesi ile devam eder. Serbest hale gelen bu iyonlar simanın aköz fazına doğru ilerler. Bu katyonlar karboksilat grupları tarafından şelasyona uğrar ve polialkenoik asit zincirlerine çapraz bağlanırlar (52). Polikarboksilik asidin çapraz bağları, Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonları tarafından 24 saat içinde tamamlanmaktadır (53).

Katyonlar cam yüzeyinden ayrıldıklarında siman matriksi ile cam partikülleri arasında silikadan zengin bir tabaka olan silika hidrojel tabakası oluşmaktadır. Cam tozunun yüzey tabakası asitle reaksiyona girerken, ana

yapı sağlam kalmaktadır. İki komponentin karışmasının ardından hızla kalsiyum poliakrilat zincirleri oluşur ve partikülleri bir arada tutan başlangıç matriksi gelişir. Kalsiyum iyonları alüminyuma göre daha hızlı poliakrilat zincirlerine tutunur ve başlangıç sertleşmesinden sorumludur. Kalsiyum iyonları tutulduğunda alüminyum iyonları da alüminyum poliakrilat zincirlerini oluşturmaya başlamaktadır. Böylece daha az çözünen ve daha dayanıklı olan son matriks oluşmaktadır (54).

Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilat oluşumundan daha hızlı reaksiyon sergiler ve reaksiyon devam ederken, matriks içindeki iyon konsantrasyonu artar. Poliakrilik asitin poliakrilatlara dönüşmesi sebebiyle ortamın pH'ı ve viskozitesi de artar (55).

Cam iyonomer simanlarda genellikle, karboksilik asidin %45'lik aköz hali kullanılır. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunu kontrol edebilmek amacıyla, cam tozuna yeterli miktarda kuru poliakrilik asit ilave edilmektedir (56).

Cam iyonomer simanlarda sertleşme iki aşamalıdır. Birinci aşama, karıştırmadan sonraki ilk 10 dakika içinde görülür ve klinik sertleşmedir. İkinci aşama ise, matriks içindeki kalsiyum ve alüminyum katyonların salınımını içeren yavaş ve uzun süre devam eden asit-baz reaksiyonudur (57).

Polialkenoat ağ içinde silika jel matriksin formasyonundan kaynaklanan ikinci bir sertleşme reaksiyonu da gerçekleşebilir (53). İlk reaksiyon sırasında materyal su alımına hassas iken, ikinci aşamada dehidratasyona hassastır. Başlangıç sertleşmesi sırasında suyla kontaminasyon olması, yüzeyde yumuşama ile sonuçlanır ve düşük aşınma direncine sahip cam iyonomer simanın tüm diş hekimliği uygulamalarındaki başarısını azaltır (58).

Cam iyonomer simanların sertleşme sürecinde suyun önemli bir yeri bulunmaktadır. Simanın likidinde bulunan su, sertleşme sürecinin ilk aşamalarından itibaren önemli bir rol üstlenerek siman ile tamamen birleşir.

Buna karşın, sertleşme reaksiyonu süresince metal katyonlarının çözünmesini önlemek için siman tozunun fazla su ile temas etmesini önlemek gerekmektedir. Simanın katı hal almasından sonra su, metal katyonları çevresinde koordinasyon alanları veya polianyon zincirleri çevresinde hidrasyon bölgeleri gibi çeşitli konumlarda yer almaktadır. Bu sırada meydana gelen su kaybı siman yüzeyinde çatlaklara neden olmaktadır (45).

Sertleşme süresince cam iyonomer simanların su alımına karşı hızlı bir direnç geliştirilmesi amacıyla, içinde alüminyum iyonlarının değişiminin daha erken başlaması için fazla kalsiyum iyonları cam partiküllerin yüzeyinden uzaklaştırılabilir. Bu işlem sonucu simanın fiziksel özellikleri etkilenmez, ancak translusentlik kaybolur ve estetik özellik olumsuz etkilenir. Cam iyonomer simanlarda su alımı ve kaybı 1 ile 24 saat arasında devam edebilir. Simanın su kaybı su alımından daha önemli bir sorun teşkil etmektedir. Yeni yapılan cam iyonomer restorasyonlar, ilk 6 ay içinde tekrar dehidratasyona maruz kalacağından, simanın yüzeyinin su değişimini minimize edecek şekilde su geçirmeyen bir materyal ile örtülmesi gerekmektedir (54, 59).

2.1.3.4. Cam İyonomer Simanların Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması

Cam iyonomer simanların diş yapıları ile kimyasal olarak bağlanması, simanın içeriğinde bulunan poliakrilik asit içinde yer alan karboksilat gruplarının, diş dokusunda mevcut bulunan fosfat iyonları ile reaksiyonu sonucu gerçekleşmektedir (60). Bu olay, yeni karıştırılmış siman kaviteye yerleştirildiği zaman, ilk asit atakları süresince meydana gelir. Simanın sertleşmesi ve mine-dentin yüzeyinin çözünmesi yerel pH'da bir yükselmeye neden olur. Poliasitin tamponlanması sonucu siman-diş ara yüzeyinde mineral karışımı çöker. Bu karışım, sertleşmiş siman-diş ara yüzeyinde bir kalsiyum fosfat/polikarboksilat kristal yapısı gibi hareket eder. Dentinde ise hidroksiapatite bağlanmanın yanısıra, dentin kollajeninin amino grupları ile polikarboksilik asitin karboksil grupları arasında hidrojen iyon köprüleri

aracılığıyla ikinci bir bağlanma gerçekleşir (61, 62).

Restoratif materyallerde adezyon, bakterilerin diş dokusuna penetre olmasının önlenmesi, kavite preperasyonu sırasında retansiyon amacıyla diş dokusundan fazla madde kaybı yapılmasına engel olunması ve restorasyon ile diş dokusu arasında yapısal bir bütünlük sağlanmasının istenmesi nedeniyle önemlidir (63).

Cam iyonomer simanın mineye adezyonunda ikincil moleküller arası polar ve iyonik kuvvetler etkilidir (47). Dentine adezyonunda dentin kollajenlerinin etkisi vardır. Bu kollajenler iyonik ve iki kutuplu adezyonu sağlayan karboksil ve amino gruplarını içermektedir (48, 64, 65). Minenin dentinden daha fazla hidroksiapatite sahip olması sebebiyle iyonik bağların sayısı minede daha fazladır (66).

Cam iyonomer simanların dentinle olan gerilme bağlanma dayanıklılığı 1-3 MPa olarak bildirilmiştir. Cam iyonomer restorasyon yapımı öncesi, bağlanma dayanıklılığını artırmak amacı ile diş yüzeyine uygulanan polikarboksilik asit içerikli, uygulandıkları dentin yüzey tabakasını demineralize ederek 1µm derinliğe penetre olabilen zayıf asitler yüzey düzenleyici olarak kullanılmaktadır (24, 51, 67).

2.1.3.5. Cam İyonomer Simanların Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları: Cam iyonomer simanlar dişteki kalsiyum iyonları veya metal iyonları ile çapraz bağlantı yapabilme kapasitesine bağlı olarak dişe ve metallere direkt bağlanır. Florür salınımı yapma ve rezervuar olabilmesine bağlı olarak antikaryojenik özelliğindedir. Dişe benzer termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak diş mine ve dentinine termal uyumluluk gösterir. Sertleşmesi ve dişe bağlanması sırasında düşük büzülme göstermesine bağlı olarak daha az mikrosızıntı oluşturur. Monomer içermemesi ya da düşük oranda içermesine bağlı olarak düşük sitotoksositeye ve yüksek biyouyumluluğa sahiptir (40, 47, 68) (69). Mikrosızıntı veya ikincil çürük oluşumu yönünden rezin materyallere göre daha başarılıdır. Pulpa ve

dişetinde irritasyona neden olmamaktadır (54). Diş renginde restoratif materyaller olan cam iyonomer simanların klinik uygulaması hızlı ve kolaydır.

Dezavantajları: Aşınma direnci düşüktür. Çalışma zamanı kısa, sertleşme süresi uzundur. Sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna duyarlıdır (70). Kırılma dayanıklılığı düşüktür. Sertleşme reaksiyonunun erken aşamalarında dehidratasyona uğrayabilir (51, 56). Kompozit rezinlerden daha opak yapıda olup, estetik ve polisajlanabilirlikleri kompozitler kadar iyi değildir. Bükülmeye karşı direnci amalgam ve kompozite göre daha düşüktür (71). Zayıf mekanik özellikleri, yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda daimi restoratif materyal olarak kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu sebeple, cam iyonomer simanlar genellikle geçici restoratif materyal olarak tercih edilmektedir (5, 72).

2.1.3.6. Modifiye Cam İyonomer Simanlar

1) Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar: Geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini artırmak ve nem hassasiyeti probleminin çözümlenmesi için 1980'lerin sonlarında üretilmiştir (73).

Geleneksel cam iyonomer simanların içeriğindeki poliakrilik asite rezin [hidrosietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisil metakrilat (Bis-GMA)] eklenerek cam iyonomer simanlar elde edilmiştir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 rezindir (74). Toz kısmını floroalüminosilikat cam tozları, likit kısmını ise HEMA (2-Hidroksietil metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında su oluşturmaktadır (75).

İçeriğe rezin bileşenin eklenmesi ile sertleşme sırasındaki temel asit-baz reaksiyonuna ikincil bir polimerizasyon reaksiyonu eklenmiştir. Bu ikincil polimerizasyon fotokimyasal polimerizasyondur ve ışık ile aktive edilir. Işıkla polimerizasyon sonucunda bir matriks oluşur ve bu matrikste asit-baz reaksiyonu devam ederek, materyalin daha iyi sertleşmesini ve direncinin daha yüksek olmasını sağlar. (46, 74)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer

simanlara göre daha iyi adaptasyon, adezyon ve estetiğe sahiptir. Uzamış çalışma süresi ve artmış yüzey sertliği gibi avantajlara sahiptirler. Buna ek olarak rezin modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomerin asıl avantajlarını da kaybetmemiştir. Bunlar; florür salınımı ve tekrar depolayabilme, biyouyumluluk, dişe uyumlu termal genişleme ve diş dokusuna fizikokimyasal bağlanma özellikleridir (76).

2) Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Kompomerler): İlk olarak 1990'ların başlarında cam iyonomer simanların florür salma özelliği ile geleneksel kompozit rezinlerin estetiğini birleştiren yeni bir grup materyal olarak tanıtılmıştır. Yapısını %20-30 oranında cam iyonomer siman ve %70-80 oranında kompozit rezinin oluşturduğu kompomerler (77), iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler ve geleneksel cam iyonomer simanlarda bulunan iyon salabilen cam benzeri doldurucular içermektedir. Bunlara ilaveten, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur (78).

Dual-cure sertleşme reaksiyonuna sahiptirler. Birinci aşamada, rezinin fotopolimerizasyonu ile monomerler arasında çapraz bağlar meydana gelir ve ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşir. İkinci aşamada polimerize olan asit monomeri ağız ortamındaki su ile temas eder, florür içeren cam ile reaksiyona geçerek kimyasal (asit-baz reaksiyonu) sertleşmeyi gerçekleştirir (50).

Kompomerlerin fiziksel ve mekanik özellikleri kompozit rezinlere daha yakındır. Florür salınımları oldukça düşüktür ancak uygulamalarının kolay olması ve ışıkla polimerize olmaları tercih edilme nedenlerindedir (4) (79).

2.1.3.7. Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler

Cam iyonomer simanların özelliklerinin geliştirilme ihtiyacı, güçlendirilmiş cam iyonomer siman konseptlerine yönelik çalışmaların yapılmasına neden olmuştur. Bu amaçla, çeşitli partiküller eklenerek cam iyonomer simanların yapısal iyileştirmesine yönelik çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

1) Cam İyonomer Sermet Simanlar: Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi için bu simanlara metal tozları (amalgam, gümüş, altın) eklenmiş ve sermet siman adı verilmiştir (46, 73).

Sermet (seramik-metal) simanların kullanımı 1980'lerde gündeme gelmiştir. Bu materyaller, metaller (gümüş veya altın) ile camın birlikte yüksek ısı altında eritilmesi ile elde edilirler. Tozun özellikleri hemen hemen geleneksel cam iyonomer siman ile aynıdır. Materyalin gri rengi eklenen titanyum oksit nedeniyle oluşur. Estetik problemler nedeniyle kullanımı posterior dişlerle sınırlıdır (80).

Geleneksel cam iyonomer simanlara gümüş eklenmesi, simanın aşınma direncini ve radyoopasitesini artırır. Sermet simanların biyoyumluluğu, mine ve dentine adezyonu geleneksel cam iyonomerlere benzemektedir (73). Ancak florür salınımları geleneksel cam iyonomerlere oranla daha düşüktür (40).

Sermet simanlar süt dişlerinde amalgam restorasyonlara alternatif olarak düşünülmüştür. Yüzeyinin pürüzlü olması, bazen hava kabarcığı içermesi, amalgama kıyasla düşük aşınma direnci ve düşük kırılma dayanıklılığı başlıca dezavantajlarıdır (81). Bu özellikleri nedeniyle Sınıf 1 kaviteelerde daha başarılı olmaktadır (82).

2) Cam Karbomerler: Son dönemde piyasaya çıkan cam karbomerler karbomize nano partiküller içeren cam iyonomer yapıda simanlardır. Ancak nano boyutlu toz partikülleri ve floroapatit içermesi ile cam iyonomer simanlardan ayrılır (83).

Cam karbomerin sertleşme reaksiyonu cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonuna benzer. Kalsiyum floroapatit nano-kristalleri remineralizasyon sürecinin merkezi olarak davranır ve floroapatit oluşumunu başlatır. Cam karbomerdeki cam partikülleri cam iyonomer simanlara oranla oldukça ince partikül boyutuna sahiptir. Nano boyutlu partiküller temas yüzeyinin artmasını sağlayarak, cam karbomerin likiti (poliakrilik asit) ile

temasa geçtiklerinde materyalin daha kolay sertleşmesine ve daha hızlı remineralizasyon etkisi göstermesine yardımcı olur. Bu partikül boyutunun çözünmede ve floroapatite dönüşümde etkili olduğu düşünülmektedir (84, 85).

Nanopartiküllerin eklenmesi materyalin mekanik özelliklerini geliştirir. Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında estetik özelliği ve translusentliği daha iyidir, aşınma direnci ve kırılma dayanıklılığı daha fazladır. Florür salınım ve yeniden yüklenme özellikleri vardır. Cam karbomerler; rezin, monomer, metal ve Bisfenol-A içermez (86).

Klinik endikasyonları cam iyonomer simanlara benzerdir. Süt ve daimi dişlerde Sınıf 1 ve 2 kaviterde restorasyon materyali olarak kullanılırlar (87).

3) Giomerler: Yeni geliştirilmiş hibrit restoratif materyallerdir. “Cam iyonomer” ve “kompozit” materyallerinin özelliklerinin birleşiminden meydana gelir. Hem cam iyonomer simanın florür salınım ve yeniden yüklenme özelliklerine, hem de rezin kompozitin estetik, biyoyumluluk ve polisajlanabilme özelliklerine sahiptir. Resin matriks içerisine önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular eklenmesi ile oluşturulur (88).

Işıkla polimerize olurlar ve diş yüzeyine bağlanmaları için bağlayıcı sistemler gereklidir. İçeriğindeki floroalüminasilikat cam, cam iyonomer matriks yapısını oluşturabilmek için poliasit ile önceden reaksiyona girer, sonra rezin ile karışır. Asit-baz reaksiyonu bu materyalde rezin ile birleşme öncesinde gerçekleşir. Önceden reaksiyona girmiş cam doldurucuların kullanımı, hidrojel içerisinde iyon değişimi ile hızlı florür salımının gerçekleşmesini sağlar. Bu durum giomeri florür salınımı yapan rezin esaslı restoratif materyallerden farklı kılar (89).

Giomerler, kök çürüğü restorasyonlarında, Sınıf 1, 2, 3, 4 ve 5 kaviterde ve süt dişi restorasyonlarında kullanılmaktadır (90).

4) Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar: Geleneksel cam

iyonomer simanların neme karşı duyarlılığını azaltmak, zayıf mekanik özelliklerini ve okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini arttırmak ve Sınıf 1 ve 5 restorasyonlarla sınırlı olan endikasyon alanlarını genişletmek üzere geliştirilmişlerdir (91). Ayrıca, daimi restorasyon materyali olarak kompozit rezin ve amalgam alternatifi olmaları da amaçlanmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlardaki toz/likit oranı 3/1 veya 4/1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6/1 veya 7/1'dir (92).

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olan bu simanların aşınma direnci, yüzey sertliği, eğilme ve sıkışma dayanıklılıkları artırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Florür salınımları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı orandadır ve biyouyumlulukları da benzerdir (93).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların toz/likit oranının artırılması, tozuna poliakrilik asit eklenmesi ve partikül boyutunun değiştirilmesi ile elde edilmiştir (46, 92).

Sertleşme reaksiyonları hızlı tamamlandığından, erken dönemde suya maruz kaldıklarında fiziksel özellikleri olumsuz yönde etkilenmez. Nem hassasiyeti önemli ölçüde azaltılmıştır ve ağız sıvılarındaki çözünürlüğü oldukça düşüktür (46).

1990'ların sonunda, dezavantajların üstesinden gelmek ve amalgamın yerini alabilecek bir materyal geliştirmek için cam iyonomer simanlarda modifikasyonlar yapılmış ve pek çok gelişme yaşanmıştır. Ancak hala daimi dişlerde küçük ve orta genişlikte Sınıf 1 ve 2 kavite için geçici restoratif materyal olarak düşünülmüştür (94). Birkaç yıl sonra, ucuz, diş renginde, kolay kullanılabilir bir materyal ihtiyacı nedeniyle, yüksek viskoziteli, kapsül formunda ve kondanse edilebilir cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Bunlar, cam partiküllerin ilave edilmesi nedeniyle, üstün fiziksel ve mekanik özellikler gösterirler ve öncekilerden daha translüsenttirler (73).

2007'de yüksek viskoziteli kapsül formunda bir cam iyonomer siman

olan Fuji IX GP Extra ve nano-dolduruculu ışıkla sertleşen bir yüzey örtücü materyal olan G-Coat Plus'dan oluşan EQUIA adı verilen yeni bir cam iyonomer restoratif sistem geliştirilmiştir. Yapısal olarak matriksindeki cam partiküllerinin boyutu geleneksel cam iyonomer simanlara göre azdır, böylece fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve daha sert, şırınga ile uygulanıp kondanse edilebilir materyaller haline gelmiştir. Posterior bölgede kompozit rezinlere alternatif olabileceği ileri sürülmüş ve Sınıf 1, 2 ve 5 kavitelelerin daimi restorasyonunda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Vita A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3 ve C4 renklerine sahiptir.

G-Coat Plus düşük viskozitesiyle cam iyonomer simanların ve rezin kompozitlerin üzerinde bir glaze olarak kullanılabilir. Mine ve dentine bağlanabilmektedir. Nanodoldurucular cam iyonomer simanı, tamamen mature ve ağız içi şartlara dirençli hale gelene kadar, erken dönem ilk birkaç ayda oluşabilecek abrazyon aşınmaya karşı korur (73, 95, 96).

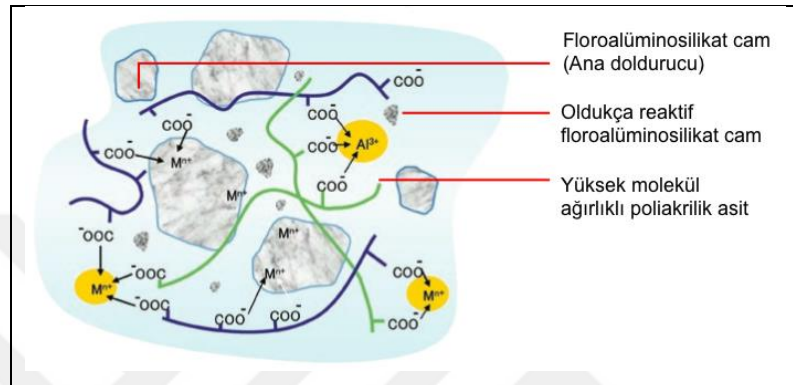
Birkaç yıl sonra, 2009'da, bu sistem EQUIA Fil ve örtücü EQUIA Coat olarak yeniden adlandırılmıştır. EQUIA isminin açılımı 'Easy-Quick-Unique-Intelligent-Aesthetic' yani 'Kolay-Çabuk-Eşsiz-Akıllı-Estetik'tir. Bağlanma ajanına ihtiyaç duymadan diş yapılarına kimyasal olarak bağlanması, düşük nem hassasiyeti, tek tabaka halinde uygulanabilmesi, yeterli aşınma ve kırılma direnci, diş renginde estetik translusent bir restoratif materyal olması avantajlarıdır.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların yapılarıyla ilgili son gelişmeler ile birlikte cam hibrit gibi farklı restoratif sistemler ortaya çıkmıştır.

Cam Hibrit Restoratif Materyaller:

Son gelişmeler cam iyonomerlerin kullanım alanlarını genişletmiştir. En yeni gelişmelerden biri cam hibritlerin üretilmesidir. Cam hibritler dağınık halde bulunan daha küçük ve oldukça reaktif özellikte cam partikülleri içermektedir (Şekil 2.1.). Yüksek molekül ağırlıklı poliakrilik asitin de eklenmesiyle matriks çapraz bağlarının sayısı artar, böylelikle materyalin

elastisite modülü ve eğilme bükme dayanıklılığı artar. Bu yeni geliştirilmiş olan cam hibrit teknolojisinin iyon varlığını arttırdığı, materyale daha iyi fiziksel özellikler kazandırarak aşınma direncini iyileştirdiği ve florür salınımı ile çok daha güçlü bir matriks yapısı oluşturduğu öne sürülmektedir. Bu restorasyonların aşınma direncini artırmak ve daha estetik görünmesini sağlamak için rezin içerikli bir yüzey örtücü ile örtülmesi gerekmektedir (5).



Şekil 2.1. Cam hibrit restoratif materyalin yapısı.

Geleneksel olarak cam iyonomerler stres alan bölgelerdeki küçük kavitelere kullanılırken cam hibritlerin geniş kavitelere de kullanılabileceği öne sürülmüştür. Ancak, eğilme bükme dayanıklılığı artırılan bu materyallerin posterior dişlerdeki geniş kavite restorasyonunda kullanımı ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır (97, 98).

Günümüzde cam hibrit restoratif materyal olarak üretilen tek ürün 2015 yılında geliştirilmiş olan EQUIA Forte Fil ve EQUIA Forte Coat'un birlikte kullanılmasından oluşan sistemdir. EQUIA Fil ile karşılaştırıldığında geniş kullanım alanlarına sahiptir. Sınıf 1 restorasyonlarda, stres alan ve almayan Sınıf 2 restorasyonlarda, geçici restorasyonlarda, Sınıf 5 ve kök yüzeyi restorasyonlarında ve kor alt yapısı olarak kullanılabilir.

Kısa uygulama süresi, polisajının kolay olması, tükürüğe bağlı maturasyon etkisi ile zaman içinde artan dayanıklılığı, büzülme stresi görülmemesi, florür salınımı, tek tabaka halinde uygulanıp kondanse edilebilmesi ve kavite duvarlarına iyi adaptasyonu avantajlarıdır. Vita A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3 ve C4 renkleri mevcuttur.

Cam İyonomer Simanların Kullanım Şekillerine Göre Sınıflandırılması:

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptirler. Klinikteki kullanım amaçlarına göre şu şekilde sınıflandırılırlar (99):

Tip 1: Kron, köprü, inley, onley ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar. Düşük toz/likit oranına sahip (1.5/1 - 3.8/1) oldukları için orta derecede dayanıklıdırlar.

Tip 2: Restoratif amaçlı kullanılırlar.

a. Estetik restoratif simanlar: Estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanılırlar. Yüksek toz/likit oranına sahiptirler (3/1 - 6.8/1). İyi bir renk uyumu ve translusensileri vardır.

b. Güçlendirilmiş restoratif simanlar: Genellikle posterior dişlerde kullanılırlar. Yüksek toz/likit oranına sahiptirler (3/1- 4/1).

Tip 3: Kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılırlar. Örtücü olanlar, kavite duvarlarına iyi adapte olmaları amacıyla düşük toz/likit oranına sahiptirler (1.5/1). Kaide materyali olanlar, daha yüksek toz/likit oranına sahiptirler (3/1 - 6.8/1).

Bu üç gruptaki cam iyonomer simanların kimyasal yapıları aynıdır. Gerekli fonksiyonun kazandırılması amacıyla toz likit oranlarında ve toz partiküllerinin boyutlarında değişiklikler yapılmıştır.

2.2. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri

Restoratif materyallerin mekanik özellikleri ve klinik performansı arasında çeşitli faktörlere bağlı olan bir ilişki mevcuttur. Fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklı olması da materyalin uzun dönem performansı için önemlidir.

Yeni bir materyalin kabul görmesi için klinik olarak başarılı olmasının

yanı sıra, laboratuvar testleri ile de bu başarılarının desteklenmesi gerekmektedir. Bu yaklaşım yeni gelişmeler için çok sınırlayıcıdır ve bazı standart testlerin uygulaması ve anlamlılığı tartışmalı bir konudur (100).

Mekanik özellikler, materyalin niteliğini belirler. Ancak, test etme yöntemleri klinik olarak meydana gelen kuvvetleri taklit etmeyebilir. Mekanik özellikler test edilirken örneklerin hazırlanması test yöntemi kadar önem taşımaktadır (100).

Restoratif materyallerin mekanik dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde çeşitli testler uygulanmaktadır. Bu testler arasında sıkışma dayanıklılığı (*compressive strength*), mikrosertlik, eğilme dayanıklılığı, gerilme dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı sıklıkla kullanılmaktadır.

2.2.1. Sıkışma Dayanıklılığı

Materyalin mekanik güvenilirliği, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilme miktarını ölçen sıkışma dayanıklılığı testiyle belirlenebilir. Sıkışma dayanıklılığı, ağız ortamında karşılaşılan çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için iyi bir gösterge olarak kabul edilir (57).

Sıkışma dayanıklılık testi porselen, kompozit rezin, cam iyonomer siman ve amalgam gibi restoratif materyallerin dayanıklılıklarını belirlemede etkilidir. Testin yapımı kolay fakat hassastır. Örnek ile test cihazının arasındaki yüzey üniform olmadığında oluşabilecek bölgesel stres alanları test sonuçlarının güvenilirliğini azaltmaktadır (101).

Sıkışma dayanıklılık testinde örneklere vertikal yönde kuvvet uygulanır. Materyalin, çiğneme fonksiyonu esnasındaki okluzal kuvvetler gibi, vertikal streslere direncini ölçer. Sıkışma dayanıklılığı, daha yüksek çiğneme yükleri veya parafonksiyonel kuvvetlerle karşılaşılan posterior restorasyonların dayanıklılığını belirlemek için önemli bir özelliktir. Yüksek sıkışma dayanıklılığına sahip bir restoratif materyal yüksek stres alan bölgelerde karşılaşılan okluzal kuvvetlere karşı koyabilir (102).

2.2.2. Restore Edilmiş Dişlerin Biyomekaniği

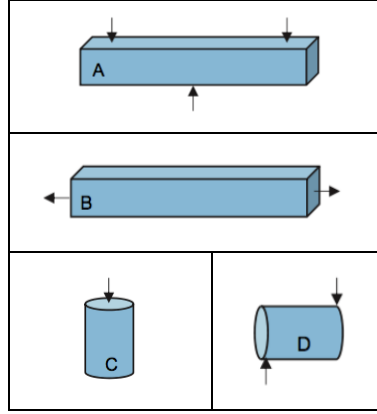
Dişler normal kullanım sırasında birçok kuvvete maruz kalmaktadır. Uygulanan kuvvetlerin etkileşimi, dişlerin şekli ve yapısı, destek dokular, diş dokusunun ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin tümü biyomekanik başlığı altında toplanmaktadır. Biyomekanik, biyolojik sistemlerde oluşan yüklerin ve deformasyonların incelenmesi bilimidir (1).

Diş-restorasyon kompleksinin biyomekaniği, restoratif materyallerin özelliklerine karşı diş yapılarının fizikomekanik özelliklerinin yanı sıra, çiğneme sırasında meydana gelen yükler, diş yapısı ve şekli, diş destekleyen yapıların hareketi gibi pek çok faktörü göz önünde tutar (103).

Sağlam diş okluzal yükü mineden alır ve sıkışma formunda geniş bir alan boyunca çok az lokalize stresle dentine dağıtır. Dişler normal çiğneme kuvvetleri altında, lateral veya aksiyal eğilmelerle, çok az deforme olur. Ancak, restore edilmiş diş yani diş-restorasyon kompleksi farklı davranır çünkü mine devamlılığı ya da mine tamamen kaybolmuştur. Sonuç olarak kırılma dayanıklılığı belirgin şekilde azalır (103).

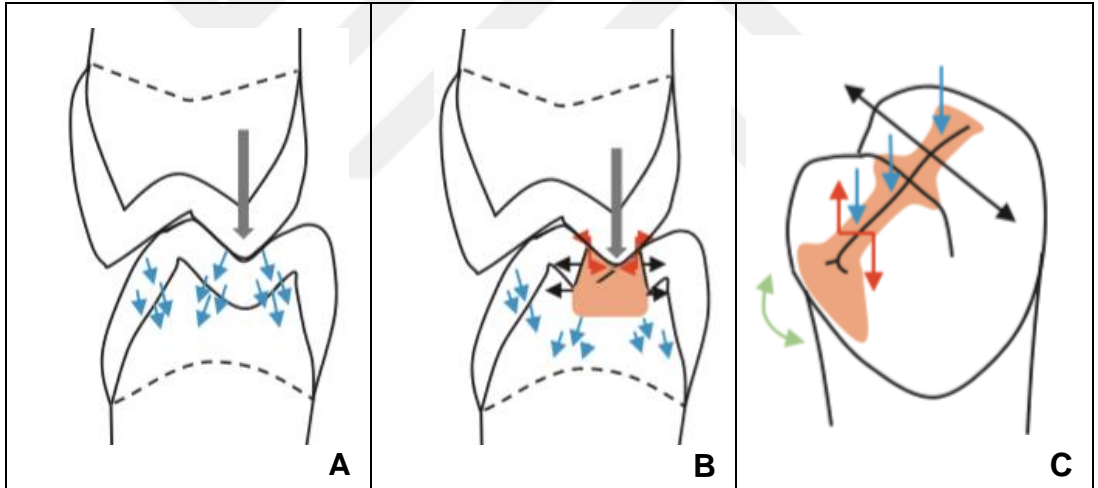
Restorasyon tarafından karşılanan stresler sadece sıkışma stresi değildir; sıkışma, gerilme ve makaslama streslerinin bir kombinasyonudur. Bununla beraber, stresler dentinin üzerine geldikten sonra sağlam diştekine benzer bir yol ile aktarılırlar. Bundan dolayı restorasyonları sağlam dentin karşısında stresleri dağıtacak şekilde tasarlamak uygundur (103).

Diş dokusu ve restorasyonların maruz kaldığı stres tiplerinin şematik görünümü Şekil 2.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Diş dokusu ve restorasyonların maruz kaldığı stres tiplerinin şematik görünümü A: Eğilme (*Flexure*); B: Gerilme (*Tension*); C: Sıkışma (*Compression*); D: Makaslama (*Shear*).

Sağlam diş ve farklı boyuttaki restorasyonlara uygulanan streslerin olası etkileşimi Şekil 2.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Sağlam diş ve farklı boyuttaki restorasyonlara uygulanan streslerin olası etkileşimi A: Sağlam diş; B: Sınıf 1 restorasyon; C: Sınıf 2 restorasyon; Mavi oklar: Sıkışma (*Compression*); Siyah oklar: Gerilme (*Tension*); Kırmızı oklar: Makaslama (*Shear*); Yeşil ok: Eğilme (*Flexure*).

2.2.3. Kırılma Dayanıklılığı

Kırılmalar, diş ve dolgu arasında oluşan gerilimler sonucu meydana gelmektedir. Bu gerilimler, çekme gerilimi (*tensile stress*), sıkışma gerilimi (*compressive stress*) ve makaslama gerilimi (*shear stress*) olarak 3 grupta

toplanır. Cismi sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke karşı çıkan iç kuvvetlerine sıkışma gerilimi denir (104, 105).

Dayanıklılık (*strength*) bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkışma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (106).

Kırılma dayanıklılık testinde kuvvet restorasyona dik gelecek şekilde veya açı vererek uygulanabilmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin çoğu sıkışma şeklinde olduğu için bu test ile restorasyonun çiğneme anında oluşan kuvvetlere karşı direnci ölçülebilir (107).

2.3. Termal Siklus

Restoratif materyallerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında termal siklus, suda bekletme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (108).

Termal siklus *in vitro* olarak bir dişe ya da restoratif materyale ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasıdır. Materyallerin *in vivo* dayanıklılığını öngörebilmek için sıklıkla kullanılan bir test yöntemidir (109).

Termal siklus deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir”, bu sırada geçen toplam süre “devir süresi” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Banyo solüsyonlarında belirtilen bekleme süresi 15–60 sn arasındadır. Bir banyodan diğerine geçiş süresi 5-10 sn olarak belirlenmiştir. Termal siklusta kullanılan ısı oranlarının uygun olması ve ağız ortamı ısılarını yansıtması önemlidir. Aşırı uçlardaki ısı oranları materyalin aşırı stresine yol açabilmekte ve güvenilir olmayan sonuçlar verebilmektedir. Önerilen ve en sık kullanılan ısı aralığı 5°C-55°C’ dir (109).

2.4. Tarama Elektron Mikroskobu İle Yüzeylerin İncelenmesi

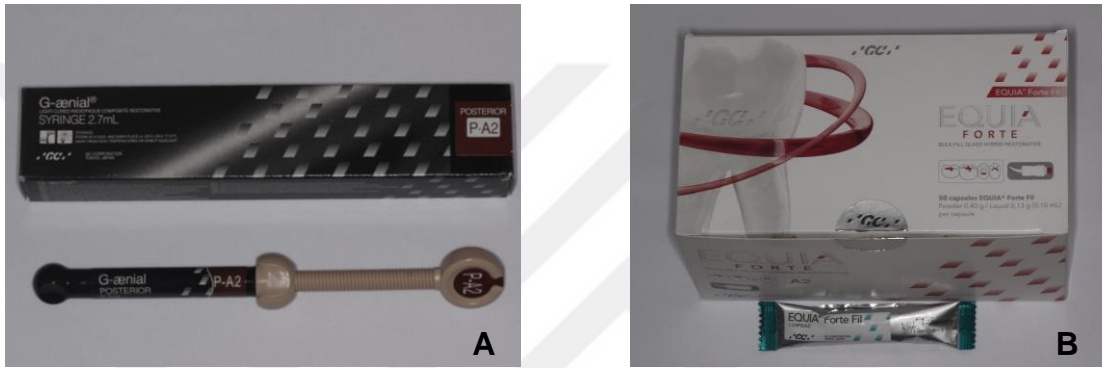
Tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope/SEM), katı cisimlerin mikroyapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskopik inceleme yöntemidir. SEM görüntüleme tekniği ile 1-5 nm den daha küçük boyutta detaylar gösteren yüksek çözünürlüklü yüzey görüntüleri farklı büyütme ile alınabilmektedir. SEM'de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir. Elektron-optik denilen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır. Tarama elektron mikroskobunda temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler ince bir altın tabakası ile kaplanır (110). Ardından incelenecek örnek dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (111).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 02.05.2017 tarihli toplantıda GO 17/406-06 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek 1).

3.1. Kullanılan Materyaller

Kullanılan materyaller Şekil 3.1.'de, içerikleri ise Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Kullanılan restoratif materyaller A: Mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial Posterior, GC, Tokyo, Japan); B: Cam hibrit restoratif sistem (EQUIA Forte, GC, Tokyo, Japan).

Tablo 3.1. Kullanılan materyallerin üretici firma ve içerikleri.

Materyaller	İçerik
G-aenial Posterior (GC, Tokyo, Japan) Seri No: 1609052	Rezin Matriks: Uretandimetakrilat (UDMA), dimetakrilat ko-monomerleri Doldurucu partiküller: Stronsiyum-lantanoid florid içeren önceden polimerize edilmiş doldurucular (16-17 µm), silika (16 nm), floroalüminosilikat cam (850 nm)
EQUIA Forte (GC, Tokyo, Japan) Seri No: 1608191	Floroalüminosilikat cam, polikarboksilik asit (%5-10), demir (III) oksit (<%0.5)
EQUIA Forte Coat (GC, Tokyo, Japan) Seri No: 2684031	Metil metakrilat, difenil (2,4,6-trimetilbenzol) fosfin oksit, metakriloloksidesil dihidrojen fosfat, 2,6-di-tert-bütil-p-krezol
GC Cavity Conditioner (GC, Tokyo, Japan) Seri No: 1609061	%20' lik poliakrilik asit, %3 Alüminyum klorür
G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japan) Seri No: 1607061	10-metakriloloksidosil dihidrojen fosfat (MDP), 4-metakriloksietil trimellitat (4-MET), metakriloloksialkil tiosfosfat metil-metakrilat (MEPS), bütilat hidrokstoluen (BHT), aseton, dimetakrilat rezinler, başlatıcılar, su
GLUMA Etch 35 Gel (Heraeus, Hanau, Germany) Seri No: 405001	%35' lik ortofosforik asit

3.2. Sıkışma Dayanıklılık Testi

3.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Sıkışma dayanıklılığı değerlendirilecek materyallerden standart boyutlarda örnekler elde edebilmek amacıyla torna atölyesinde 4 mm çapında 8 mm uzunluğunda teflon silindirik kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Sıkışma dayanıklılık testi için örneklerin hazırlandığı teflon kalıbın görüntüleri.

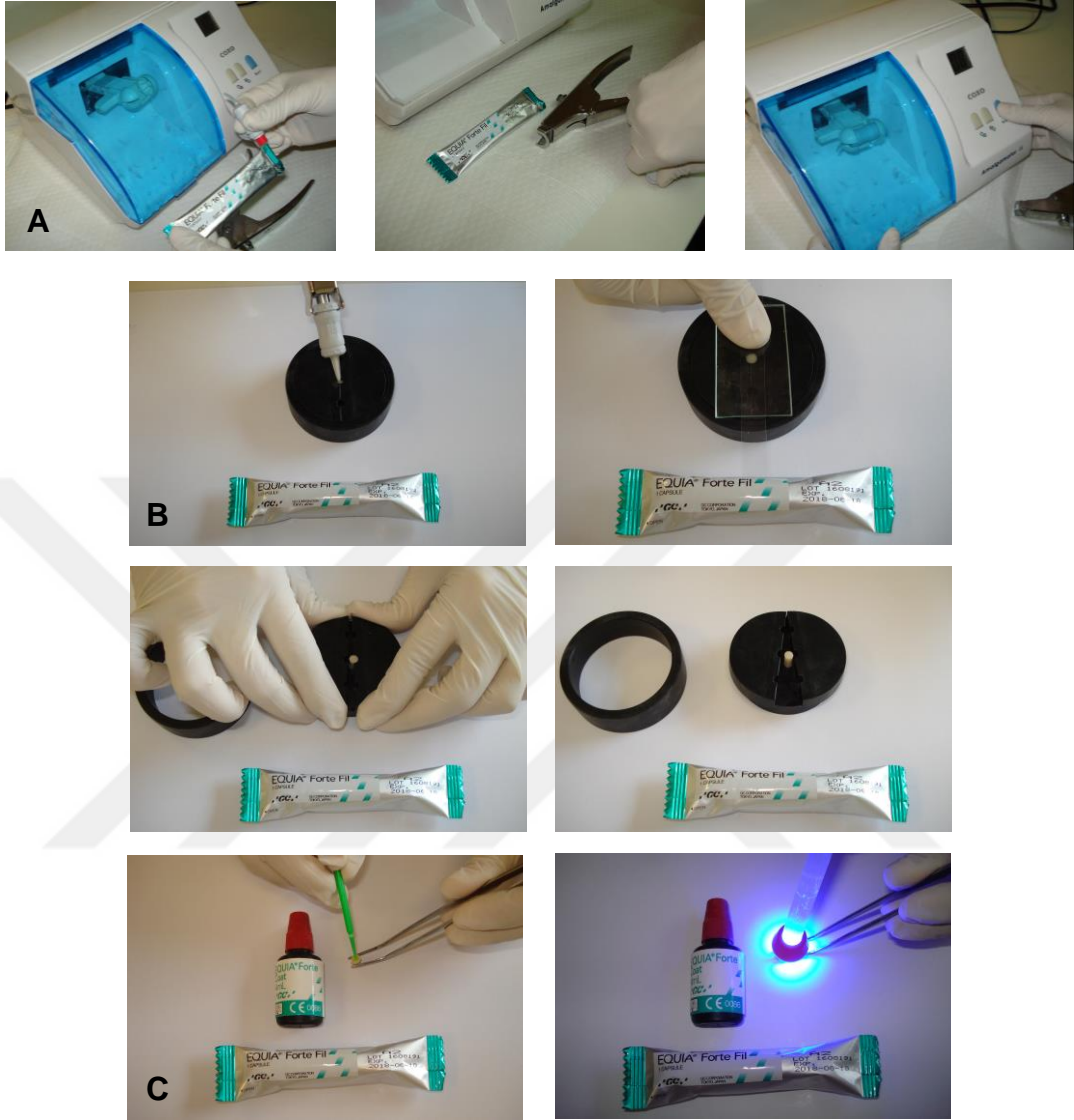
Kompozit rezin örneklerin hazırlanması: Teflon kalıbın tüm parçaları bir arada iken oluşan silindirlerin içerisine G-aenial Posterior kompozit rezin, 2 mm tabakalar halinde 4 aşamada yerleştirilmiş ve her tabaka 2x10 sn süreyle Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı (1400 mW/cm^2) (Starlight S, Mectron S.p.A., Carasco, Italy) kullanılarak polimerize edilmiştir. Son tabakanın üst yüzeyi, şeffaf selüloid bant (S.S. White Limited, Middx, England) ve 1 mm kalınlığında ince mikroskop camı ile kapatılarak sabit basınç uygulanmıştır. Kalıptan taşan fazlalıklar spatül aracılığı ile uzaklaştırılıp arada hava kalmayacak şekilde adapte edilmiştir. Şeffaf selüloid bant oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek için kullanılmıştır. Kalıbın parçaları dikkatli bir şekilde uzaklaştırıldığında 4 mm çapında 8 mm yüksekliğinde silindir şeklinde örnekler elde edilmiştir (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Kompozit rezin örneklerin hazırlanması.

Cam hibrit örneklerin hazırlanması: EQUIA Forte kapsülü kullanıma hazır duruma getirmeden önce toza akışkanlık kazandırmak için sert bir yüzeye hafifçe vurulmuştur. Daha sonra alt kısmı kapsül gövdesine kadar itilmiştir. Hemen ardından uygulama tabancasına yerleştirilmiş ve kola bir defa basılarak kapsül aktive edildikten sonra kapsül karıştırıcı amalgamatörde (Coxo Medical Instrument Co.,Ltd, Guangdong, China) 10 sn süreyle karıştırılmıştır. EQUIA Forte, uygulama tabancası kullanılarak 10 sn içerisinde kalıbın içerisine yerleştirilmiş, şeffaf selüloid bant ve 1 mm kalınlığında ince mikroskop camı ile kapatılarak sabit basınç uygulanmıştır. Kalıptan taşan fazlalıklar spatül aracılığı ile uzaklaştırılıp arada hava kalmayacak şekilde adapte edildikten sonra sertleşinceye kadar beklenmiştir. Karıştırma işleminin üzerinden iki buçuk dakika geçtiğinde kalıbın parçaları ayrılmış ve 4 mm çapında 8 mm yüksekliğinde silindir şeklinde örnekler elde edilmiştir. Örneğin üst kısmındaki kuvvetin geleceği düz yüzeye EQUIA Forte Coat yüzey örtücü fırça yardımıyla uygulanmış ve hava ile yayılmadan 2x10

sn süreyle LED ışık cihazı kullanılarak sertleştirilmiştir (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. A: Cam hibrit kapsülünün karıştırılması; B: Cam hibrit örneklerin hazırlanması; C:Yüzey örtücü uygulaması.

Her materyalden 12'şer adet olmak üzere toplam 24 adet örnek hazırlanmıştır. Ardından distile suda 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir (Şekil 3.5.).



Kompozit rezin örnekler

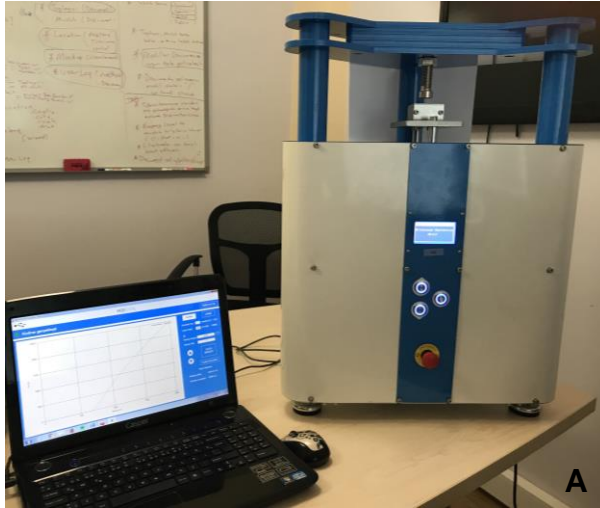


Cam hibrit örnekler

Şekil 3.5. Sıkışma dayanıklılık testi için hazırlanan ve distile suda bekletilen örnekler.

3.2.2. Sıkışma Dayanıklılık Değerlerinin Ölçülmesi

Tüm örneklere üniversal bir test cihazında (Mod Dental, Ankara, Türkiye) sıkışma dayanıklılık testi uygulanmıştır. Örnek, üniversal test cihazının silindir şeklindeki çelik ucunun tam ortasına temas edecek şekilde dikey olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.6.).



A



B

Şekil 3.6. A: Sıkışma dayanıklılık testinde kullanılan üniversal test cihazı (Mod Dental, Ankara, Türkiye); B: Üniversal test cihazına yerleştirilen örneğin görünümü.

Silindir şeklindeki örneklere kırılma meydana gelinceye kadar 1 mm/dk

hızda örneğin uzun aksına paralel sürekli artan kuvvet uygulanmıştır. Her örnekte kırılmanın meydana geldiği kuvvet Newton (N) olarak bilgisayar tarafından kaydedilmiştir.

Sıkışma dayanıklılık (Cs) testinde kırılmanın meydana geldiği anda uygulanan kuvvet (Newton) birimi Megapaskal (MPa) olarak aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır (112).

$$Cs = 4 F / \pi d^2$$

F: Kırılma anındaki kuvvet (N)

d: Örneğin ölçülen çapı (mm)

3.3. Kırılma Dayanıklılık Testi

3.3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu çalışmada son 6 ay içerisinde periyodontal nedenler ya da protetik amaçla çekilmiş 48 adet sağlam insan alt molar dişi kullanılmıştır (Şekil 3.7.). Dişler, %10'luk formol solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra, formolün akan su altında uzaklaştırılmasıyla dezenfekte edilmiş, üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırılmış, fırça ve pomza ile düşük hızda mikromotor kullanılarak polisaj yapılmıştır.

Dişlerin seçiminde kök ya da kron çürüğünün olmaması, restorasyon bulunmaması, kırık ve çatlak içermemesi, benzer okluzal anatomiye sahip olmaları ve boyutsal açıdan yakınlıkları göz önünde bulundurulmuştur. Dişlerin boyutlarının ölçümü dijital kalınlık ölçer (İnsize, Armedia Ltd, İstanbul, Türkiye) ile yapılmıştır (Şekil 3.8.).



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan dişler.

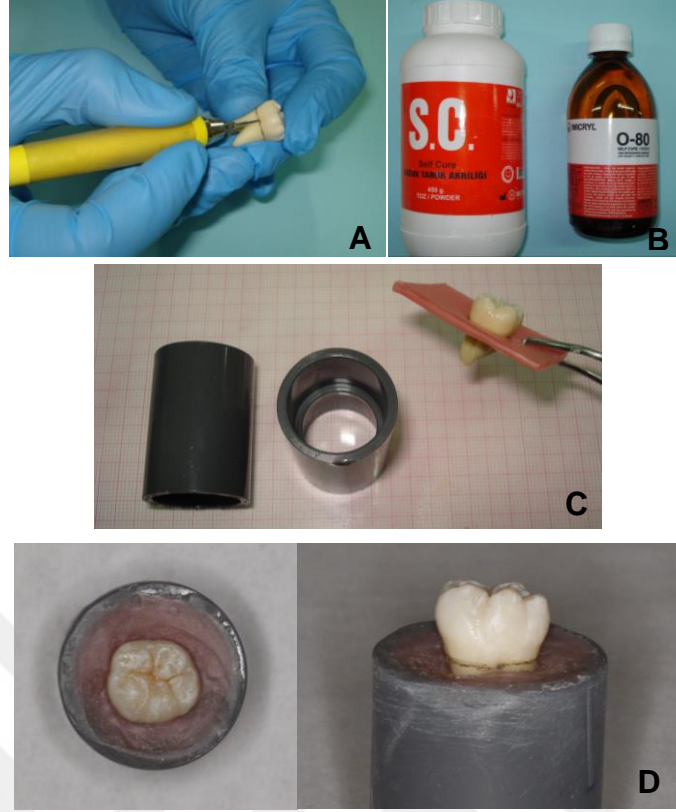


Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan dişlerin boyutlarının ölçülmesi.

Çalışmaya dahil edilen dişlerin ortalama meziodistal genişliği $11,27 (\pm 0,63)$ mm, ortalama bukkolingual genişliği $10,11 (\pm 0,54)$ mm olarak ölçülmüştür. Seçilen dişler çalışmada kullanılabilecek kadar distile suda bekletilmiştir. Dişlerin bekletildiği distile su haftada bir değiştirilmiştir.

3.3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Grupların Oluşturulması

Mine-sement sınırı kurşun kalem ile çizilerek belirgin hale getirilen dişler, bu seviyede etrafını çevreleyen mum yardımıyla kron kısımları açıkta kalacak şekilde silindirik kalıplara yerleştirilmiştir. Otopolimerizan akril (İmicryl, Konya, Türkiye) karıştırıldıktan sonra kalıpların içine dökülmüş ve dişlerin mine-sement sınırınının 1,5-2 mm altında kalacak şekilde sertleşmesi beklenmiştir. Dişlerin okluzal yüzeylerinin yer düzlemine paralel olması sağlanmıştır (Şekil 3.9.). Akril sertleştikten sonra örnekler bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklanmıştır.



Şekil 3.9. A: Dişlerin mine-sement sınırının belirgin hale getirilmesi; B: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan otopolimerizan akril materyali; C: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıplar ve akrile gömülmeden önceki görünümü; D: Hazırlanan örneğin okluzal ve bukkal yüzeylerden görünümü.

Dişler her grupta 12 adet diş bulunacak şekilde rastgele 4 gruba ayrılmıştır (Şekil 3.10.). Gruplar numaralandırılarak isimlendirilmiştir:

Grup 1 Pozitif kontrol grubu: İşlem yapılmamış sağlam dişlerden oluşmaktadır.

Grup 2 Negatif kontrol grubu: Bu gruptaki dişlere sadece kavite preperasyonu yapılmış, restoratif materyal uygulanmamıştır.

Grup 3 Kompozit rezin grubu: Bu gruptaki dişler kavite preperasyonunun ardından kompozit rezin ile restore edilmiştir.

Grup 4 Cam hibrit grubu: Bu gruptaki dişler kavite preperasyonunun ardından cam hibrit restoratif sistem ile restore edilmiştir.



Grup 1 Pozitif kontrol grubu



Grup 2 Negatif kontrol grubu



Grup 3 Kompozit rezin grubu

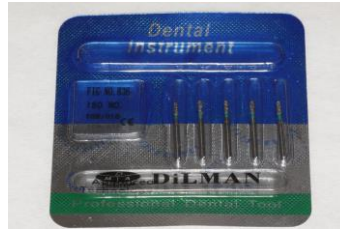


Grup 4 Cam hibrit grubu

Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara ayrılması.

3.3.3. Kavite Preperasyonu

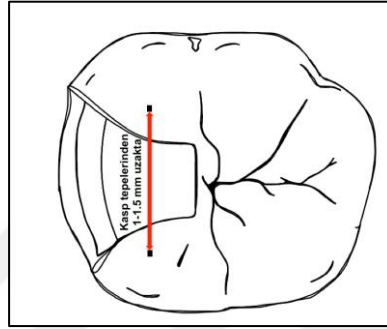
Grup 2, 3 ve 4'te yer alan 36 adet dişin mezial yüzeylerinde geniş Sınıf 2 kavite preperasyonu yapılmıştır. Kaviteler 4 mm uzunlukta 010 numaralı elmas fissür frezlerle (Dilman Ltd., Ankara, Türkiye) (Şekil 3.11.) su soğutması altında aeratör kullanılarak hazırlanmıştır.



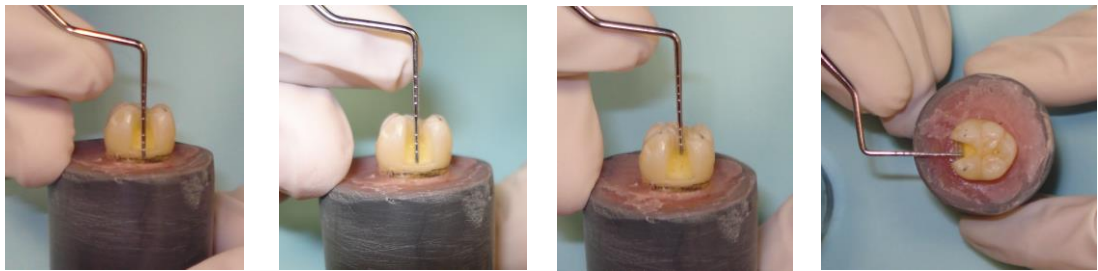
Şekil 3.11. Kavite preperasyonunda kullanılan frezler.

Kavitelerin okluzal kısmı dişin bukkolingual boyutunun 1/3'ü genişliğinde ve okluzal derinlikleri yaklaşık 2,5 mm olacak şekilde prepare edilmiştir. Aksiyal duvar yüksekliğinin yaklaşık 2,5 mm olması sağlanmıştır. EQUIA Forte'nin üretici önerilerine uygun şekilde kavite sınırları kasp

tepelerinden 1-1,5 mm uzakta bırakılmıştır (Şekil 3.12.). Kavitenin proksimal kısmında basamak mine-ement birleşiminden 1,5 mm okluzalde konumlandırılmıştır, genişliği yaklaşık 2 mm'dir. Kavite derinlik ve genişliğinin ölçümü periyodontal sond kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.13.). Her 4 dişte bir kullanılan elmas fissür frez değiştirilmiştir. Preparasyonların ardından dişler basınçlı hava ve su ile temizlenmiş ve tekrar distile suda bekletilmiştir.



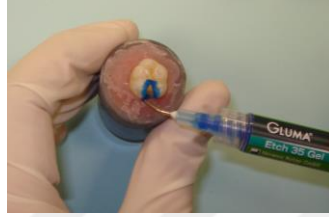
Şekil 3.12. Üretici önerilerine uygun kavite sınırlarının şematik görüntüsü.



Şekil 3.13. Kavite preperasyonu ardından dişlerin görünümü ve hazırlanan kavitenin periyodontal sond ile ölçümü.

3.3.4. Restoratif İşlemler

Kompozit rezin ile restorasyon: Minenin selektif olarak pürüzlendirilmesi amacıyla mine yüzeyine 10-15 sn süreyle %35'lik ortofosforik asit (GLUMA Etch 35 Gel, Heraeus, Hanau, Germany) uygulandıktan sonra kavite 5 sn suyla yıkanıp havayla kurutulmuştur (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Minenin selektif olarak pürüzlendirilmesi.

Üniversal bir adeziv olan G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japan) fırçayla kaviteye uygulandıktan sonra 10 sn beklenmiş, 5 sn maksimum basınçlı hava ile yayılmış ve 10 sn ışık uygulanmıştır (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15. Adeziv uygulaması.

Kontürlü matriks bandı (Hawe Tofflemire Contoured Matrices, Kerr, Bioggio, Switzerland) ve halka matriks taşıyıcısı kullanılarak G-aenial Posterior kompozit rezin, 2 mm tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş ve her tabaka 2x10 sn ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.16.).



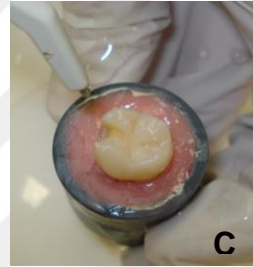
Şekil 3.16. Matris uygulaması ve kompozit rezinin yerleştirilmesi.

Matris bandı uzaklaştırıldıktan sonra diskler (Optidisc, Kerr, Bioggio, Switzerland) kullanılarak bitirme ve polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. A: Kompozit rezin ile restore edilmiş örneğin polisaj öncesi görüntüsü; B: Polisaj işleminde kullanılan disk seti; C: Bitirme ve polisaj işlemleri.

Cam hibrit restoratif sistem ile restorasyon: Mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla kaviteye 10 sn süreyle %20'lik poliakrilik asit içeren yüzey düzenleyici (GC Cavity Conditioner, GC, Tokyo, Japan) uygulandıktan sonra kavite suyla yıkanıp havayla kurutulmuştur (Şekil 3.18.)



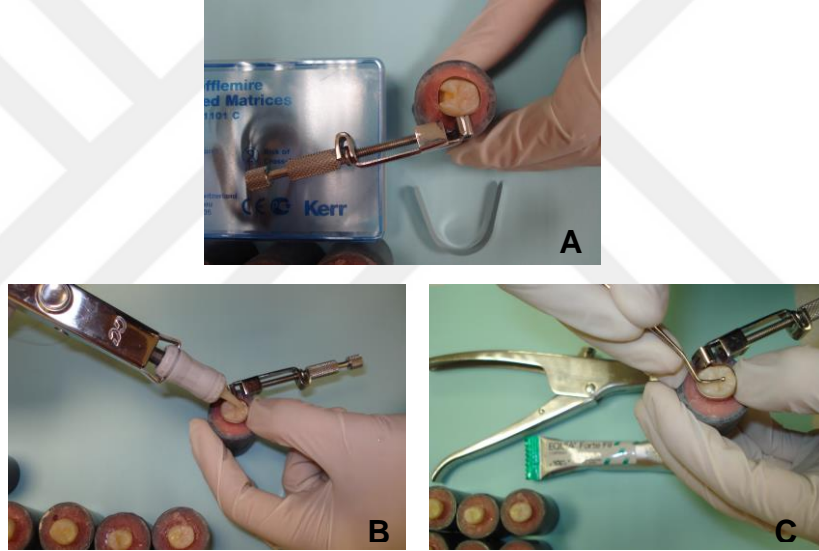
Şekil 3.18. A: Yüzey düzenleyicinin fırça ile kavite yüzeylerine uygulanması; B: Kavitenin suyla yıkanması; C: Kavitenin havayla kurutulması.

EQUIA Forte kapsülü kullanıma hazır duruma getirmeden önce toza akışkanlık kazandırmak için sert bir yüzeye hafifçe vurulmuştur. Daha sonra alt kısmı kapsül gövdesine kadar itilmiştir. Hemen ardından uygulama tabancasına yerleştirilmiş ve kola bir defa basılarak kapsül aktive edildikten sonra kapsül karıştırıcı amalgamatörde 10 sn süreyle karıştırılmıştır (Şekil 3.19.).



Şekil 3.19. Cam hibrit kapsülünün karıştırılması.

Kontürlü matriks bandı ve halka matriks taşıyıcısının yerleştirilmesinin ardından EQUIA Forte, uygulama tabancası kullanılarak 10 sn içerisinde kaviteye yerleştirilmiş ve şekil verildikten sonra sertleşinceye kadar beklenmiştir (Şekil 3.20.).



Şekil 3.20. A: Matriks bandının uygulanması; B: Cam hibritin kaviteye uygulanması; C: Cam hibritin şekillendirilmesi.

Karıştırma işleminin üzerinden iki buçuk dakika geçtiğinde matriks bandı uzaklaştırılmış, diskler kullanılarak su soğutması altında bitirme ve polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir. Hava ile kurutulduktan sonra restorasyon yüzeyine EQUIA Forte Coat yüzey örtücü fırça yardımıyla uygulanmış ve hava ile yayılmadan 2x10 sn süreyle LED ışık cihazı kullanılarak sertleştirilmiştir (Şekil 3.21.)



Şekil 3.21. A: Polisaj işleminde kullanılan disk seti; B:Bitirme ve polisaj işlemleri; C:Yüzey örtücü uygulaması.

3.3.5. Termal Siklus

Restoratif işlemlerin ardından örnekler, distile suda 37°C'de 24 saat süreyle bekletilmiştir (Şekil 3.22.).



Kompozit rezin örnekler

Cam hibrit örnekler

Şekil 3.22. Kırılma dayanıklılık testi için restore edilen ve distile suda bekletilen örnekler.

Örneklere 5°C ve 55°C'de 10.000 kez termal siklus işlemi otomatik bir cihaz (Mod Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak uygulanmıştır (Şekil 3.23.). Örnekler her sıcaklık derecesinde 20 sn, iki sıcaklık derecesi arasında ise 5 sn süre ile bekletilmiştir.

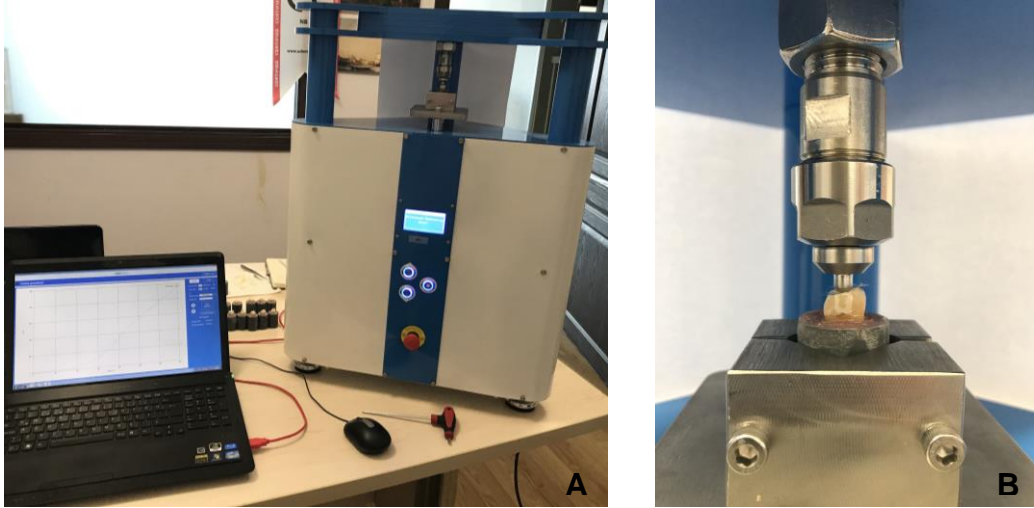


Şekil 3.23. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı (Mod Dental, Ankara, Türkiye).

3.3.6. Kırılma Dayanıklılık Değerlerinin Ölçülmesi

Termal siklus işleminden sonra örneklere üniversal bir test cihazında (Mod Dental, Ankara, Türkiye) kırılma dayanıklılık testi uygulanmıştır. Kırılma dayanıklılık testi süresince tüm örnekler nemini kaybetmemesi için 37°C'de distile suda bekletilmiştir.

Beş milimetre çapında küre şeklindeki çelik uç hem restorasyon hem de dişe temas edecek şekilde yerleştirilmiştir. Örnek ile çelik uç arasına şeffaf selüloid bant yerleştirilerek stabil bir temas sağlanmıştır (Şekil 3.24.).



Şekil 3.24. A: Kırılma dayanıklılık testinde kullanılan üniversal test cihazı (Mod Dental, Ankara, Türkiye); B: Üniversal test cihazına yerleştirilen örneğin görünümü.

Örneklere kırılma meydana gelinceye kadar 1 mm/dk hızda dişin uzun aksına paralel sürekli artan kuvvet uygulanmıştır. Her örnekte kırılmanın meydana geldiği kuvvet Newton (N) olarak bilgisayar tarafından kaydedilmiş ve kırılma dayanıklılık değerleri elde edilmiştir.

3.4. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Tipi Analizi

Restorasyon uygulanmış dişlerden oluşan Grup 3 ve 4'te bulunan örnekler kırılma tiplerinin analizi için bir stereomikroskop (Leica MZ 16A, Leica Microsystems, Switzerland) altında incelenmiştir. Kırık yüzeylerinin daha iyi görüntülenebilmesi için farklı büyütme oranları ve açılı aydınlatma kullanılmıştır.

Örneklere görülen kırılma tipleri değerlendirilmiş ve 2 şekilde sınıflandırılmıştır.

Birinci sınıflandırma tamir edilebilirliğine göre yapılmıştır (97):

1. Tamir edilebilir: Diş dokusunda mine-sement sınırını geçmeyen restorasyon yapılarak tamir edilebilecek kırılmadır.

2. Tamir edilemez: Diş dokusunda mine-sement sınırını geçip apikale uzanan restorasyon yapılarak tamir edilemeyecek kırılmalıdır.

İkinci sınıflandırma kırılmanın gerçekleştiği yüzeye göre yapılmıştır (85):

1. Adeziv + Restorasyonda Koheziv: Restorasyonun kırılıp diş dokusundan ayrıldığı kırılma tipidir.

2. Adeziv + Restorasyonda Koheziv + Diş Dokusunda Koheziv: Restorasyonun kırılıp diş dokusundan ayrılması ile birlikte diş dokusunda da kırılmanın görüldüğü kırılma tipidir.

3. Diş Dokusunda Koheziv: Sadece diş dokusunda kırılmanın görüldüğü kırılma tipidir.

4. Restorasyonda Koheziv : Sadece restorasyonda kırılmanın görüldüğü kırılma tipidir.

Bu sınıflamaya göre yüzde dağılımları hesaplanmış ve fotoğrafları kaydedilmiştir.

3.5. Tarama Elektron Mikroskobu İncelemeleri

İncelemelerde kullanılan tarama elektron mikroskobu (JSM-6400 Scanning Electron Microscope, Jeol Ltd, Tokyo, Japan) Şekil 3.25.'te gösterilmiştir.



Şekil 3.25. Çalışmada kullanılan tarama elektron mikroskobu (JSM-6400 Scanning Electron Microscope, Jeol Ltd, Tokyo, Japan).

3.5.1. Materyallerin Yüzey İncelemesi

Çalışmada kullanılan materyallerden 5 mm çapında 2 mm yüksekliğinde disk şeklinde örnekler hazırlanmış ve altın ile kaplanmıştır. Tarama elektron mikroskobu kullanılarak 250x, 500x ve 1000x büyütme altında bu materyallerin yüzey özellikleri ve içerdiği partiküller incelenmiştir.

3.5.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Yüzeyi İncelemesi

Her gruptan seçilen birer örnekten tarama elektron mikroskobu görüntüleri alınmıştır. Görüntüleme yapılması planlanan dişlerin kron kısımları köklerinden ayrılarak akrilden uzaklaştırılmıştır. Yüzeylerinin artıklardan temizlenmesi amacıyla örnekler, 3 dk süreyle distile su içinde ultrasonik banyoya tabi tutulmuştur. Yıkayıp kurutulduktan sonra altın ile kaplanmıştır. Tarama elektron mikroskobu kullanılarak 15x büyütmede yapılan görüntülemelerin ardından seçilen bölgelerde 50x ve 200x büyütme altında kırılma yüzeyleri daha detaylı incelenmiş ve kaydedilmiştir.

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Sıkışma dayanıklılık değerlerinin analizinde veriler Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelenmiş ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olmadığı görülmüştür. Gruplar arası karşılaştırma Mann-Whitney U testi ile yapılmıştır.

Kırılma dayanıklılık değerlerinin analizinde gruplar arasındaki farklılıklar Kruskal Wallis testi ile değerlendirilmiştir. Test gruplarının hangilerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu belirlemek amacıyla ikişerli karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapılmıştır.

Tüm istatistiksel hesaplamalar $\alpha=0.05$ güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 20.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

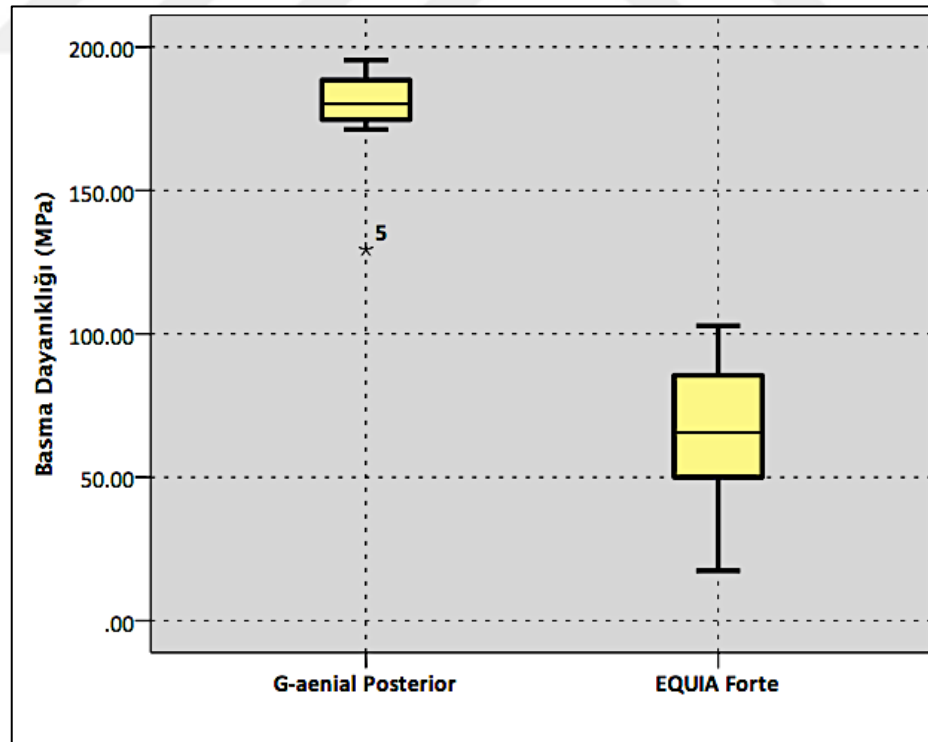
4.1. Sıkışma Dayanıklılık Testi Bulguları

Çalışmada kullanılan materyeller için elde edilen sıkışma dayanıklılık testi değerleri Tablo 4.1. ve Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Materyellerin sıkışma dayanıklılık değerlerinin (MPa) dağılımı ve standart sapma değerleri (\pm SD).

Materyaller	Ortalama (MPa) \pm SD	Ortanca	En Küçük	En Büyük
G-aenial Posterior	178.20 ^a \pm 17.34	180.18	129.35	195.41
EQUIA Forte	64.62 ^b \pm 25.72	65.61	17.42	102.82

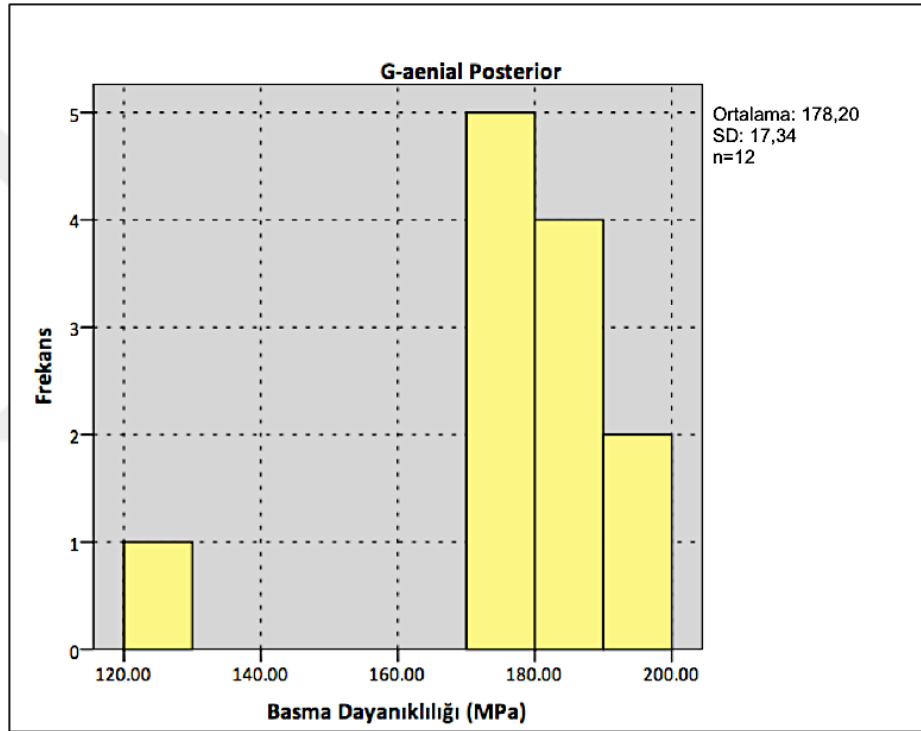
a,b; materyaller arası anlamlı farklılığı göstermektedir ($p < 0.05$).



Şekil 4.1. Materyellere ait sıkışma dayanıklılık değerlerinin kutu çizgi grafiği ile gösterilmesi.

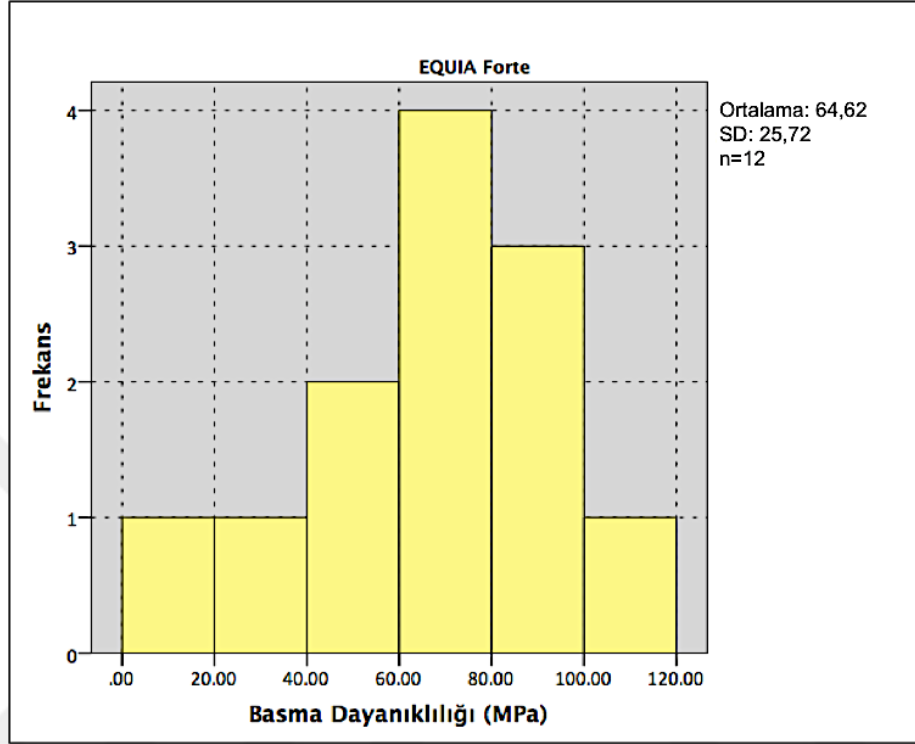
Kolmogorov-Smirnov testini takiben yapılan Mann-Whitney U testi bulgularına göre materyellerin sıkışma dayanıklılık değerlerinin istatistiksel olarak farklı olduğu bulunmuştur. G-aenial Posterior materyali (178.20 MPa) EQUIA Forte materyeline (64.62 MPa) göre anlamlı olarak daha yüksek ortalama sıkışma dayanıklılık değerleri göstermiştir ($p < 0.001$).

G-aenial Posterior'a ait sıkışma dayanıklılık değerlerinin dağılımı Şekil 4.2.'de histogram grafiği ile gösterilmiştir. Grafiğe göre sıkışma dayanıklılık değerlerinin sıklığının 200-170 MPa aralığında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.2. G-aenial Posterior materyalinin sıkışma dayanıklılık analizi değerlerinin histogram ile gösterilmesi.

EQUIA Forte'ye ait sıkışma dayanıklılık değerlerinin dağılımı Şekil 4.3.'de histogram grafiği ile gösterilmiştir. Grafiğe göre sıkışma dayanıklılık değerlerinin sıklığının en fazla 60-100 MPa aralığında olduğu görülmüştür.



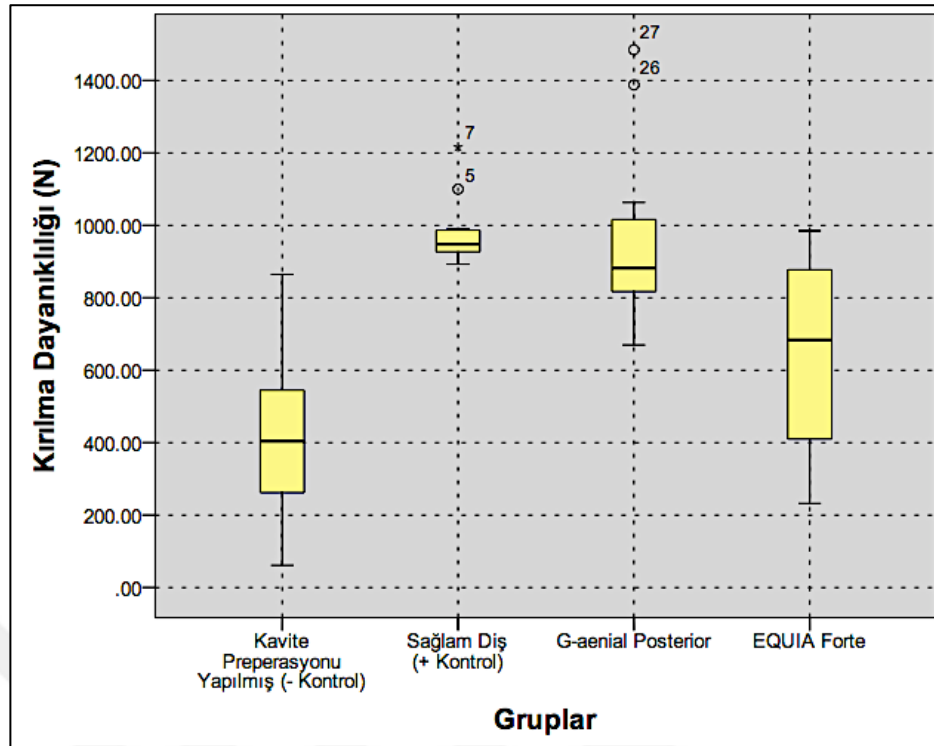
Şekil 4.3. EQUIA Forte materyalinin sıkışma dayanıklılık analizi değerlerinin histogram ile gösterilmesi.

4.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Bulguları

Yapılan çalışmada elde edilen kırılma dayanıklılık değerleri Tablo 4.2. ve Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin [Newton(N)] dağılımı ve standart sapma değerleri (\pm SD).

Gruplar	Ortalama (N) \pm SD	Ortanca	En Küçük	En Büyük
Grup 1: Sağlam diş (+ kontrol)	977.99 \pm 92.79	947.61	892.98	1216.10
Grup 2: Kavite preparasyonu yapılmış (- kontrol)	418.48* \pm 236.91	403.87	61.27	864.65
Grup 3: G-aenial Posterior	961.87 \pm 246.04	881.85	669.83	1485.09
Grup 4: EQUIA Forte	641.88* \pm 274.57	683.87	232.24	985.10
<i>Kruskal-Wallis testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir ($p < 0.05$).</i>				



Şekil 4.4. Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin kutu çizgi grafiği ile gösterilmesi.

Kruskal-Wallis testi kullanılarak yapılan değerlendirmede gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir ($p < 0.05$). En yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri sağlam dişlerden oluşan grupta (977.99 N) görülmüştür. Bu değer, sadece kavite preperasyonu yapılan (418.48 N) ve EQUIA Forte'nin kullanıldığı (641.88 N) grupların ortalama kırılma dayanıklılık değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunurken ($p < 0.05$) G-aenial Posterior'un kullanıldığı gruptan (961.87 N) farklı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

En düşük ortalama kırılma dayanıklılık değerini sadece kavite preperasyonu yapılan grup (418.48 N) göstermiştir. Bu değer sağlam dişlerden oluşan gruptan (977.99 N) ve G-aenial Posterior'un kullanıldığı gruptan (961.87 N) farklı bulunmuştur ($p < 0.05$).

Test gruplarının Tukey HSD testi ile ikişerli karşılaştırmaları sonucunda elde edilen p değerleri Tablo 4.3.' te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Gruplara ait kırılma dayanıklılık değerlerinin Tukey HSD testi ile ikişerli olarak karşılaştırılması.

Gruplar	<i>p</i>
Grup 1 (Sağlam diş) - Grup 2 (Kavite preparasyonu yapılmış)	0.000*
Grup 1 (Sağlam diş) - Grup 3 (G-aenial Posterior)	1.000
Grup 1 (Sağlam diş) - Grup 4 (EQUIA Forte)	0.014*
Grup 2 (Kavite preparasyonu yapılmış) - Grup 3 (G-aenial Posterior)	0.002*
Grup 2 (Kavite preparasyonu yapılmış) - Grup 4 (EQUIA Forte)	0.653
Grup 3 (G-aenial Posterior) - Grup 4 (EQUIA Forte)	0.239
<i>Tukey HSD testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir ($p < 0.05$).</i>	

Grupların ikişerli karşılaştırılması sonucunda elde edilen p değerlerine göre G-aenial Posterior'un kullanıldığı grup ile EQUIA Forte'nin kullanıldığı grubun ortalama kırılma dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

4.3. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Tipi Bulguları

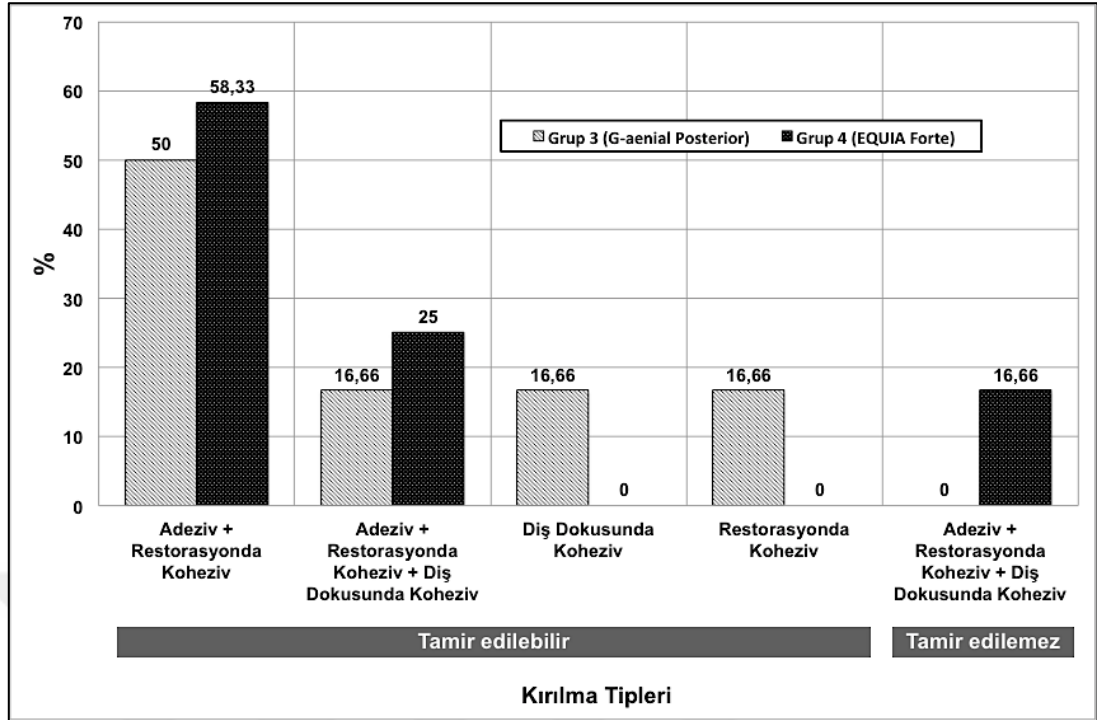
Kırılma dayanıklılık testi sonucu restorasyon uygulanmış gruplardaki örneklerin kırılma tipleri ve yüzde dağılımları Tablo 4.4. ve Şekil 4.5.'de verilmiştir.

Tablo 4.4. Restorasyon uygulanmış grupların kırılma tipleri ve kırılma tipi yüzde dağılımları.

Kırılma Tipleri		Grup 3 (G-aenial Posterior)	Grup 4 (EQUIA Forte)
Tamir edilebilir	Adeziv + Restorasyonda Koheziv	6 (%50)	7 (%58.33)
	Adeziv + Restorasyonda Koheziv + Diş Dokusunda Koheziv	2 (%16.66)	3 (%25)
	Diş Dokusunda Koheziv	2 (%16.66)	-
	Restorasyonda Koheziv	2 (%16.66)	-
Tamir edilemez	Adeziv + Restorasyonda Koheziv + Diş Dokusunda Koheziv	-	2 (%16.66)

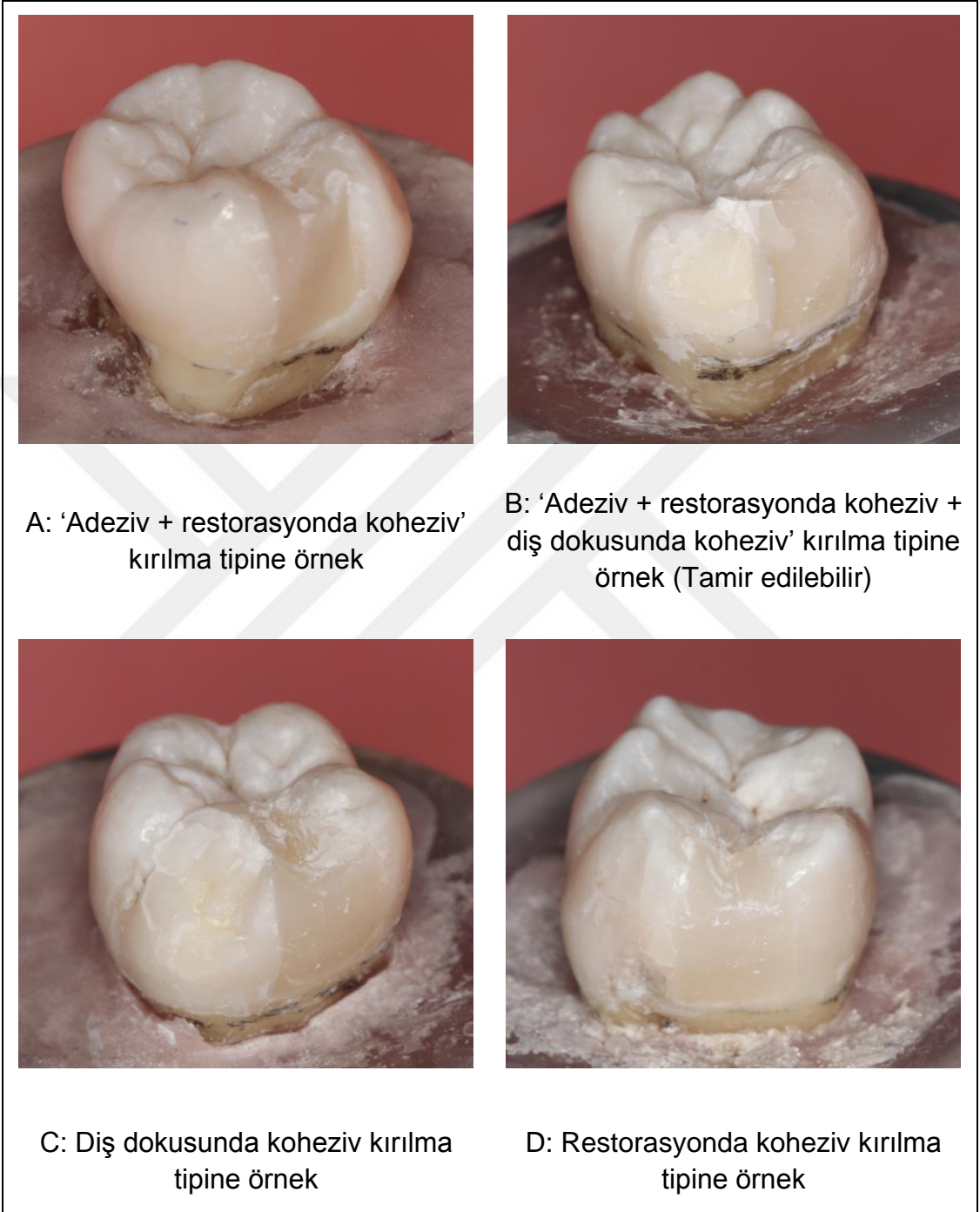
Her iki grupta da en çok gözlenen kırılma tipi, restorasyonun kırıldığı ve diş dokusundan ayrıldığı 'adeziv + restorasyonda koheziv' tipi kırılma olmuştur.

G-aenial Posterior'un kullanıldığı grupta görülen kırılma tiplerinin tümü tamir edilebilir düzeyde iken EQUIA Forte'nin kullanıldığı gruptaki 2 (%16.66) örnekte tamir edilemez kırığa rastlanmıştır.



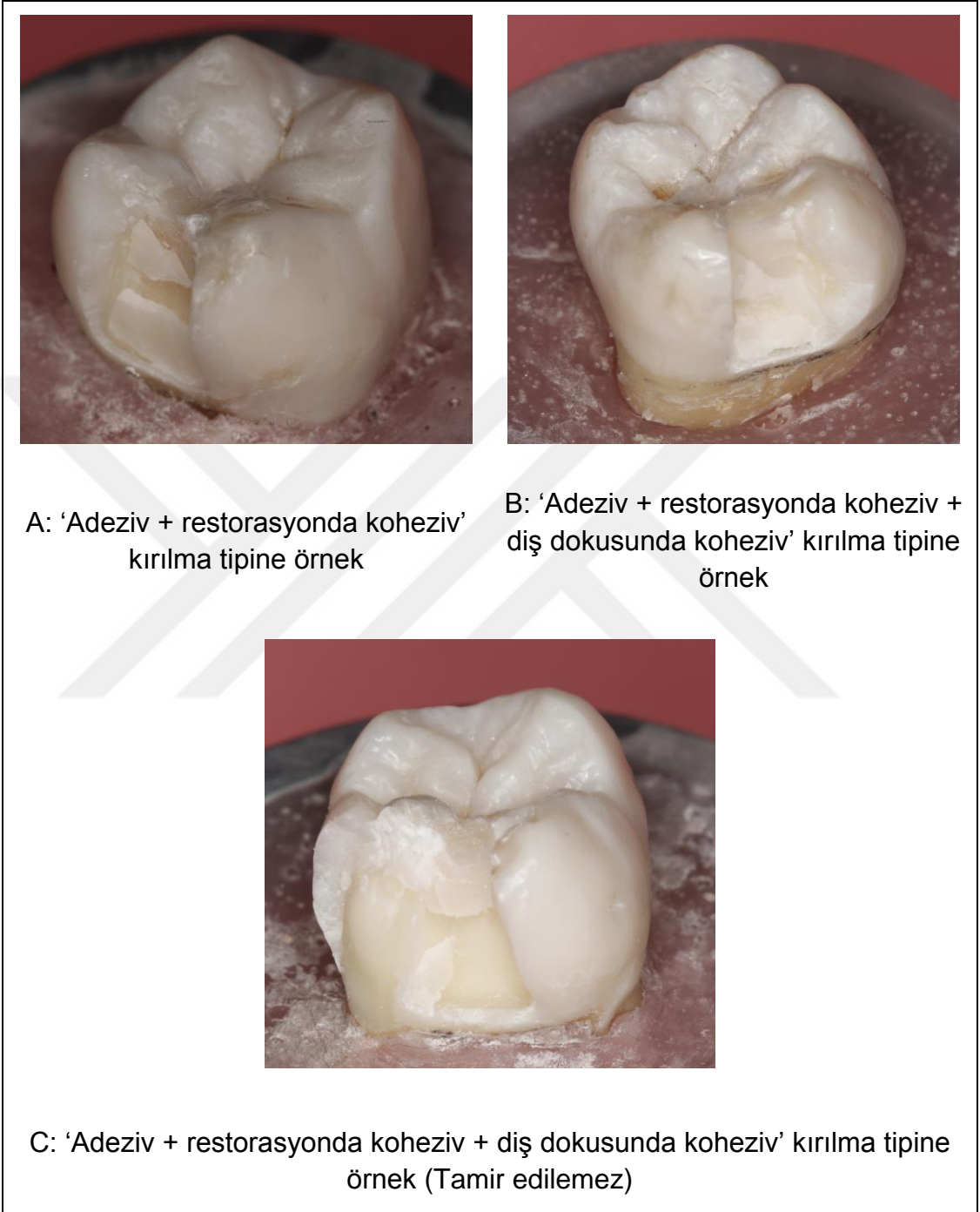
Şekil 4.5. Restorasyon uygulanmış grupların kırılma tipleri ve kırılma tipi yüzde dağılımlarının grafik ile gösterilmesi.

G-aenial Posterior'un kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine ait birer örnek Şekil 4.6.'da verilmiştir.



Şekil 4.6. G-aenial Posterior'un kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine örnekler.

EQUIA Forte'nin kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine ait birer örnek Şekil 4.7.'de verilmiştir.

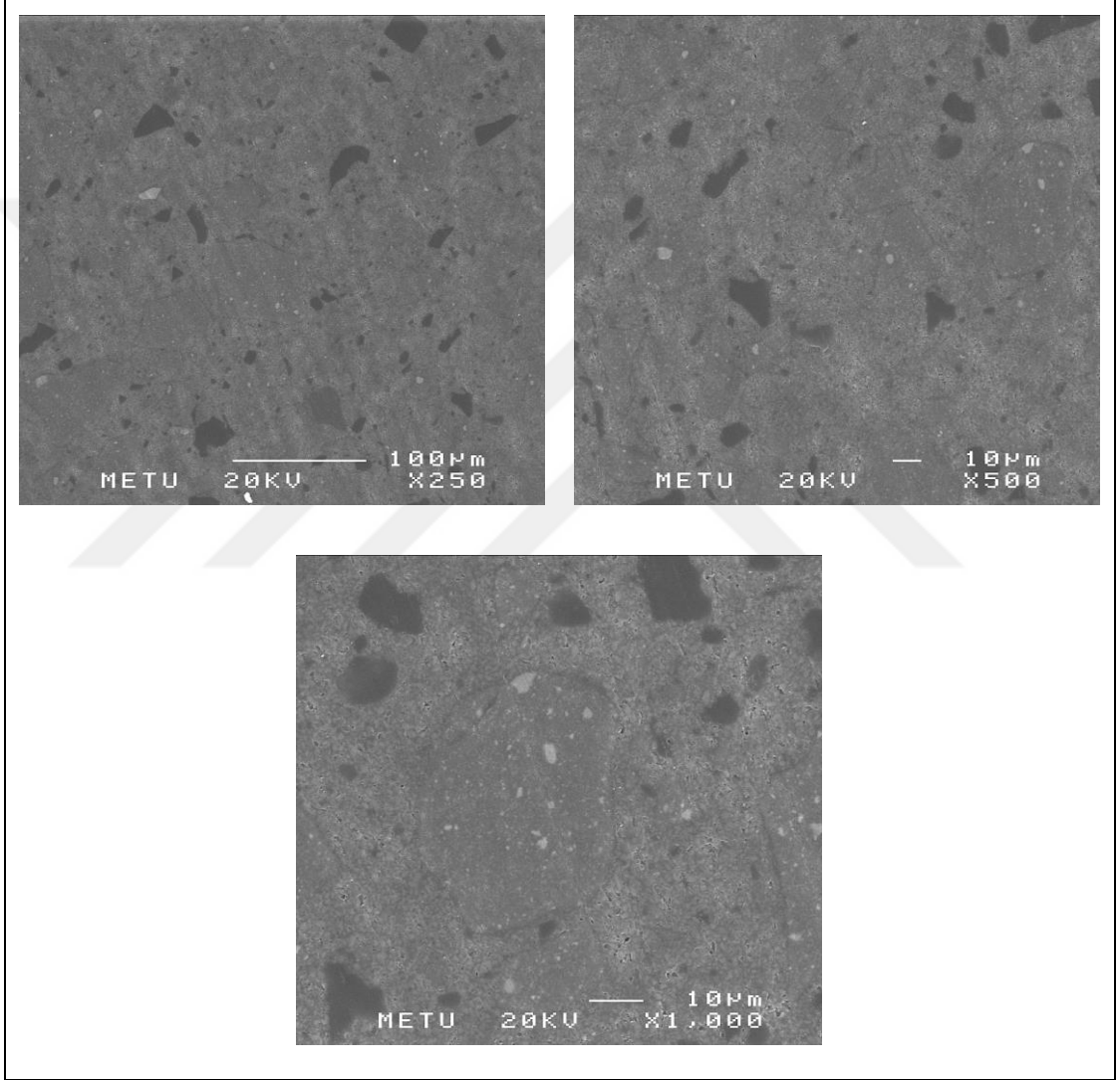


Şekil 4.7. EQUIA Forte'nin kullanıldığı grupta görülen farklı kırılma tiplerine örnekler.

4.4. Tarama Elektron Mikroskobu Bulguları

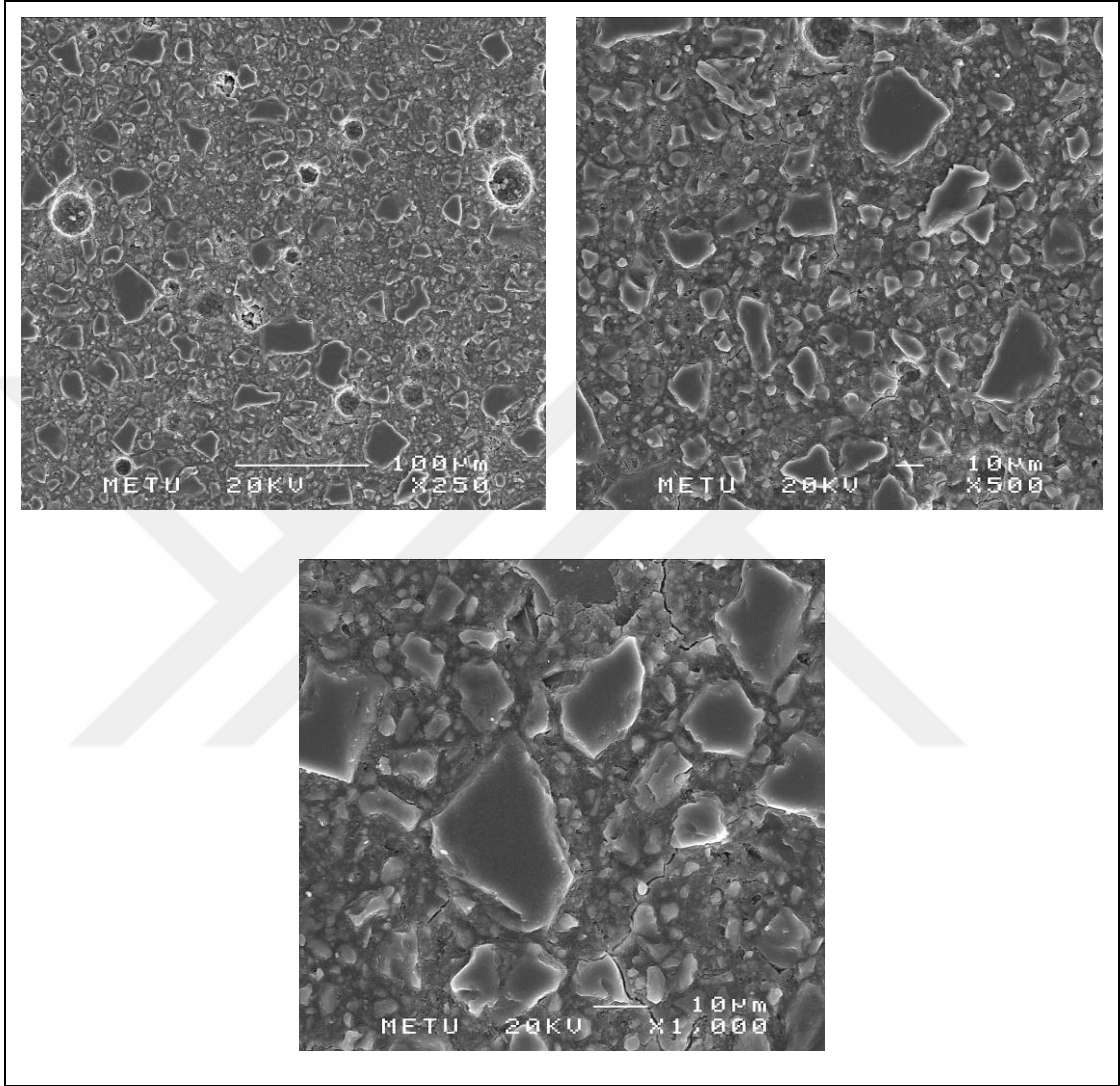
4.4.1. Materyallerin Yüzey Bulguları

Çalışmada kullanılan G-aenial Posterior materyalinin farklı büyütmelerdeki tarama elektron mikroskobu incelemesinde partikülleri ve yüzey görünümleri Şekil 4.8.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. G-aenial Posterior'a ait x250, x500 ve x1000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Çalışmada kullanılan EQUIA Forte materyalinin farklı büyütmelerdeki tarama elektron mikroskobu incelemesinde partikülleri ve yüzey görünümleri Şekil 4.9.'da gösterilmiştir.



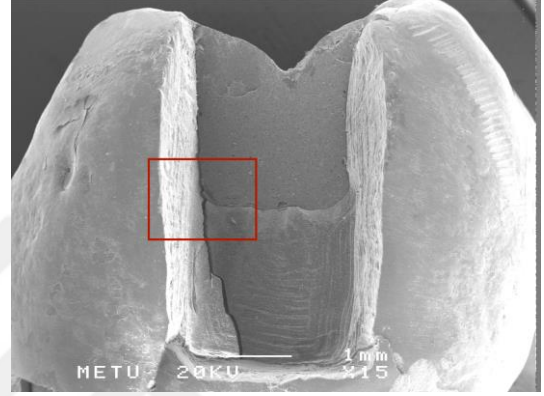
Şekil 4.9. EQUIA Forte'ye ait x250, x500 ve x1000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

4.4.2. Kırılma Dayanıklılık Testi Kırılma Yüzeyi Bulguları

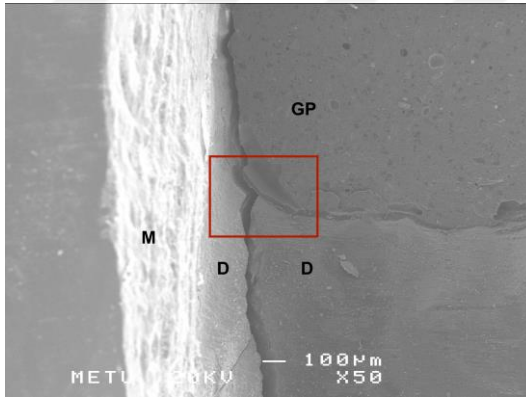
Şekil 4.10.'da G-aenial Posterior'un uygulandığı gruba ait bir örnekte meydana gelen 'adeziv + restorasyonda koheziv' tipi kırılma görülmektedir. Şekil 4.10.C ve D'de restorasyonun kırıldığı ve diş dokusundan ayrıldığı kırık yüzeyler birlikte izlenmiştir.



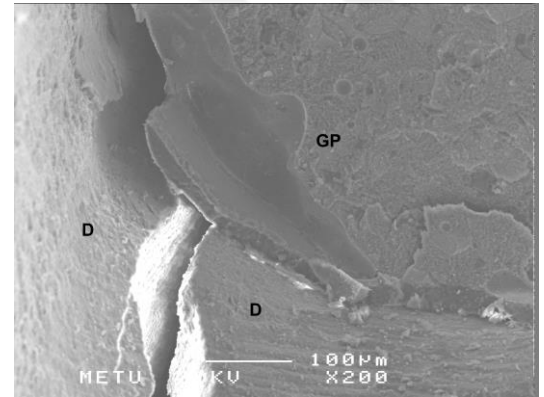
A. SEM incelemesi öncesi örneğin görünümü



B. Örneğin x15 büyütmedeki SEM görüntüsü



C. Örneğin x50 büyütmedeki SEM görüntüsü



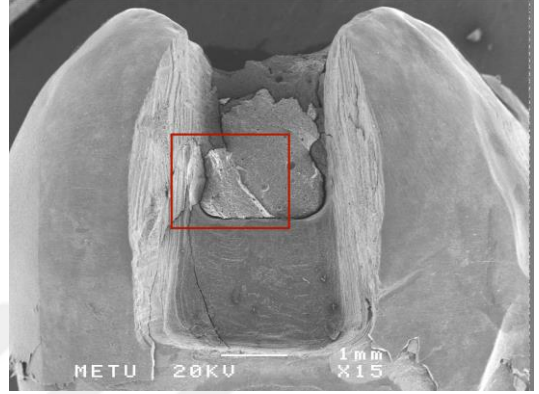
D. Örneğin x200 büyütmedeki SEM görüntüsü

Şekil 4.10. G-aenial Posterior'un uygulandığı gruba ait 'Adeziv + restorasyonda koheziv' kırılma tipi görülen örneğin farklı büyütmelerdeki SEM görüntüleri. (M: Mine; D: Dentin; GP: G-aenial Posterior)

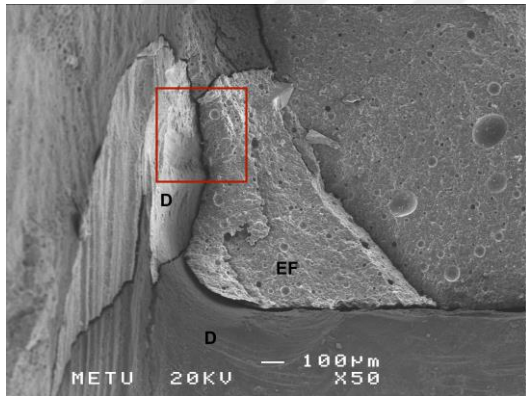
Şekil 4.11.'de EQUIA Forte'nin uygulandığı gruba ait bir örnekte meydana gelen 'adeziv + restorasyonda koheziv' tipi kırılma görülmektedir. Şekil 4.11.C ve D'de restorasyonun kırıldığı ve diş dokusundan ayrıldığı kırık yüzeyler birlikte izlenmiştir.



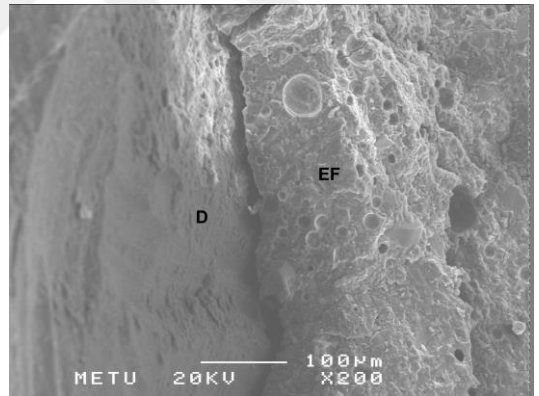
A. SEM incelemesi öncesi örneğin görünümü



B. Örneğin x15 büyütmedeki SEM görüntüsü



C. Örneğin x50 büyütmedeki SEM görüntüsü



D. Örneğin x200 büyütmedeki SEM görüntüsü

Şekil 4.11. EQUIA Forte'nin uygulandığı gruba ait 'Adeziv + restorasyonda koheziv' kırılma tipi görülen örneğin farklı büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

(D: Dentin; EF: EQUIA Forte)

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde, materyallerin hekimler tarafından tercih edilmesinde ve kullanılmasında, bu ürünlerin performansının *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar ile karşılaştırılması önemli bir yer tutar (113). Gelişen teknoloji ile birlikte yeni üretilen ürünlerin güncelliğini yitirmeden denenmesi *in vitro* çalışmalar ile mümkün olmaktadır. *In vitro* çalışmalar, *in vivo* çalışmalara göre çok daha hızlı, kolay ve ekonomiktir. Bu şekilde diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında diş hekimlerine yol gösterici bilgiler elde edilir. Laboratuvar çalışmaları diğer tüm değişkenleri sabit tutarak tek bir değişkenin etkisini değerlendirebilmekte ve kısa zaman periyodunda anlamlı sonuçlar üretmektedir (114). Bu nedenle bu çalışma *in vitro* koşullarda yürütülmüştür.

In vitro çalışmalar materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri hakkında önemli bilgiler sunmasına rağmen elde edilen bu verilerin klinik çalışmalarla direkt ilişkilendirilmesi zordur. Ağız ortamındaki sıcaklık değişiklikleri, mikroorganizma varlığı, tükürük, çiğneme stresleri ve oral hijyen, restorasyonların ömrünü etkileyen önemli klinik etkenlerdendir (115).

Bu çalışmada cam hibrit restoratif sistemin ve kompozit rezinin sıkışma dayanıklılık değerleri karşılaştırılmış ve ayrıca çekilmiş sağlam insan mandibular molar dişleri kullanılarak bu materyallerin geniş Sınıf 2 kaviteleredeki kırılma dayanıklılık değerleri *in vitro* olarak test edilmiştir.

Materyallerin sıkışma dayanıklılıklarının incelendiği çalışmalarda gruptaki örnek sayılarının farklılık gösterdiği görülmüştür (116, 117). Bu çalışmada da literatüre uygun olarak her grupta 12 adet örnek bulunması tercih edilmiştir.

Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerde dayanıklılık testi uygulanmadan önce örneklerin su içerisinde bekletilme süresi sonuçlar açısından önem taşımaktadır. Literatürde sıkışma dayanıklılık değerleri genelde örnekler 24 saat nemli ortamda bekletildikten sonra ölçülmüştür

(118-120). Cam iyonomer simanların eğilme ve sıkışma dayanıklılıkları, karıştırma sonrası 24 saatten 1 yıllık döneme kadar belirgin olarak bir artış (yaklaşık %100) göstermektedir (24, 56). Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması için 24 saat beklenmesi gerektiği bildirilmiştir (119, 121). Dolayısıyla bu çalışmada da örnekler hazırlandıktan sonra 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir.

Literatürde sıkışma dayanıklılık testlerinde kullanılan örneklerin boyutları farklılık göstermektedir. Li ve ark. (118) 4 mm çapında 6 mm yüksekliğinde, Chalissery ve ark. (123) 6 mm çapında 12 mm yüksekliğinde, Yap ve ark. (112) ise 4 mm çapında 8 mm yüksekliğinde örnekler kullanmıştır. Mallman ve ark. (122) farklı boyutlarındaki örneklerin sıkışma dayanıklılıklarını karşılaştırmış, büyük boyuttaki örneklerin dayanıklılık değerlerinin daha yüksek olduğunu, ancak bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmiştir. Bu çalışmada örneklerin 4 mm çapında 8 mm yüksekliğinde olması tercih edilmiştir.

Sıkışma dayanıklılık testlerinde kuvvet 0.5-1 mm/dk hızla örnek kırılana kadar uygulanarak sıkışma dayanıklılığı değerleri belirlenebilmektedir (112, 116, 123). Bu çalışmada, silindir şeklindeki örneklere 1 mm/dk hızla kırılma meydana gelene kadar sürekli artan kuvvet üniversal test cihazı kullanılarak uygulanmıştır.

Kanık ve ark. (124) nın iki yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın iki farklı yüzey örtücü ile kullanıldığında mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, sıkışma dayanıklılığı değerleri incelendiğinde, yüzey örtücüsüz gruplar anlamlı olarak daha yüksek sıkışma dayanıklılıkları göstermiştir ve araştırmacılar tarafından bu durum materyalin yapısal özellikleri nedeniyle kırılmaların düzensiz olmasına bağlanmıştır. Bu çalışmada test edilen yüksek viskoziteli cam iyonomer simana ait örnekler üretici firmanın kullanım talimatları doğrultusunda hazırlanmıştır. Düzensiz kırılmalar sonucunda oluşabilecek hatalı ölçümleri engellemek amacıyla sıkışma dayanıklılık testi için kuvvetin uygulanacağı bölgeye yüzey örtücü uygulanması tercih edilmiştir.

McCabe ve ark. (125) cam iyonomer simanlar için mekanik testlerin standardizasyonunu değerlendirmiş ve bu materyallerin sıkışma dayanıklılığı testinin yapılmasındaki zorluğu rapor etmişlerdir. Bulgulardaki büyük değişkenlik nedeniyle standardizasyon elde etmenin zor olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışmadaki bulguların farklılığı, materyalin büyük miktarlarının manipülasyonun zor olmasına ve örnek boyutlarına bağlanabilir.

Çalışmada kompozit rezine ait ortalama sıkışma dayanıklılık değeri (178.20 MPa) cam hibritten (64.62 MPa) daha yüksek bulunmuştur. Önceki çalışmaların sonuçları da incelendiğinde kompozit rezinin sıkışma dayanıklılığının cam iyonomer simanlardan daha iyi olduğu görülmüştür (85, 112, 126).

Bu çalışmanın bulgularına göre, iki restoratif materyal grubunun sıkışma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Bu nedenle, fark olmayacağını öngören birinci hipotez reddedilmiştir.

In vitro testlerde uygulanan insizal ve okluzal yükleme ile kırık oluşumu ve çeşitli restorasyon sistemlerindeki dayanıklılık değerlendirilebilmektedir. Çiğneme kuvvetleri genellikle baskı şeklinde olduğu için çiğneme işlemi sırasında restorasyonların göstermiş olduğu dayanıklılığının saptanması önemlidir. Ağız ortamında çeşitli kuvvetlerle karşılaşacak olan bir materyalin dayanıklılığının tespit edilebilmesi için en iyi yöntemin, restorasyonun anatomik formunda hazırlandıktan sonra ağız ortamının taklit edildiği koşullarda test edilmesinin olduğu belirtilmiştir (107).

Kırılma dayanıklılığının incelendiği pek çok *in vitro* çalışmada, dişlerin boyutlarının, premolar-molar ya da alt-üst çene dişleri olmalarının çalışmanın standardizasyonu açısından önem teşkil ettiği belirtilmiştir (127-131). Bu nedenle bu çalışmada, deneylerde standardizasyonun sağlanabilmesi için dişler benzer boyutlarda ve tümü alt molar olacak şekilde seçilmiştir.

Bu çalışma için periyodontal nedenler ya da protetik amaçla çekilmiş insan alt molar dişleri kullanılmıştır. Test edilen dişlerin anatomileri arasında diş dokusunun yapısı, mine kalınlığı ve kron boyutu gibi farklılıklar olmasına rağmen, karşılaştırılabilir kron boyutu olan dişler seçilmiştir.

Standardizasyonu etkileyen bir diğer faktör ise dişlerin saklanma koşullarıdır. Formol, dişlerin dezenfeksiyonu için etkili bulunmuş olsa bile dişlerin uzun süre saklanması için tavsiye edilmemiştir (113, 132). Bu nedenle, bu çalışmada formol solüsyonu ile 24 saat dezenfeksiyon yapıldıktan sonra dişler, örneklerin hazırlanmasına kadar geçen süre içerisinde nemliliğini kaybetmemesi için distile suda bekletilmiştir.

Kırılma dayanıklılık testlerinin uygulandığı üniversal test cihazına örneklerin yerleştirilebilmesi için özel, sert kalıplara sabitlenmesi ve kırıkların net olarak izlenebilmesi ve kırık hattının kök yüzeyini içerip içermeyeceğinin görülebilmesi için mine-sement sınırının serbest kalması gerekmektedir. Hannig ve ark. (133) nın yaptıkları çalışmada, dişler otopolimerizan akrilik rezin içine gömülmüş ve dişlerin kırma testi uygulanacak olan kron kısmı ile kök yüzeyinin 2 mm'lik kısmı dışarıda bırakılmıştır. Bu çalışmada da kırık hattını net bir şekilde görebilmek ve yorumlayabilmek için dişlerin mine-sement sınırının 2 mm altında kalan kök kısmı akrilik rezine gömülmüştür.

Restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının, preparasyonların boyut ve şekillerinden etkilendiği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (134, 135). Küçükylmaz ve ark. (135) insan molar dişlerinde hazırladıkları kırlangıç kuyruğu ve slot şeklindeki kavitelelerin kompozit restorasyonların kırılma dayanıklılığına etkisini incelemişler ve kırlangıç kuyruğu şeklindeki kavitelelerin slot kavitelere göre daha yüksek kırılma dayanıklılığı oluşturduğu sonucuna varmışlardır. Yıldız ve ark. (134) farklı şekillerde hazırladıkları Sınıf 2 preparasyonlarda restoratif materyallerin kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri *in vitro* çalışmada çürüğün boyutuna uygun olarak açılan kırlangıç kuyruğu şeklindeki kavitenin kompozit rezin restorasyonların kırılma dayanıklılıklarını artırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada Sınıf 2 kaviteleler üretici firmanın belirttiği restoratif materyalin uygulanabileceği en büyük

boyutlarda ve okluzal yüzeyde yardımcı kaviteilerin yer aldığı şekilde standart olarak hazırlanmıştır.

Son yıllarda restoratif materyallerin yorgunluğuna bağlı olarak meydana gelen kırılmalar, klinikte izlenen en yaygın başarısızlık nedeni olmuştur. Posterior bölgede dişlere gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, farklı büyüklüklerde ve yönlerde olmaktadır (136-138). Burke ve ark. (139) kompozit rezinler kullanarak restorasyonların yenilenmesinin en yaygın nedenlerinin kenar (%18) ve gövde kırıkları (%7) olduğunu rapor etmişlerdir. Hickel ve ark. (140) literatür verilerine dayanarak posterior bölgede stres oluşum alanlarında bir yılda oluşan başarısızlık yüzdelerini incelemişler ve bu yüzdelerin kompozit rezinler için %0-9, amalgam için %0-7 ve cam iyonomer için %1.9-14.4 olduğunu gözlemlemişlerdir. Başarısızlıkların esas nedeni olarak da; restorasyonlarda oluşan kırılmaları hedef göstermişler ve kırıkların en çok restorasyon gövdesinde, kasplarda veya kenarlarda oluştuğunu belirtmişlerdir.

Geniş Sınıf 2 kaviteer klinikte büyük çürük lezyonlarında sıklıkla tercih edilen kavite şeklidir. Cam iyonomer simanlarla daimi restoratif materyaller olarak yapılan çalışmalar çoğunlukla Sınıf 1 kaviteelerde gerçekleştirilmiştir ve Sınıf 2 kaviteelerdeki performanslarını gösteren veriler sınırlıdır (42, 134, 141).

İlk kez Powis ve ark. (142) tarafından kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanın dişe bağlanmasını geliştirmek için önerilen poliakrilik asit, düzenleyici olarak kullanılmaktadır. Poliakrilik asit çeşitli hidrojen bağ formu yapabilen çok sayıda fonksiyonel karboksil iyon grubu içermektedir. Cam iyonomer simanlar smear tabaka varlığında bile mineye bağlanabilmektedir, ancak düzenleyicilerin bu bağlanma kuvvetini artırdığı ifade edilmektedir (143). Diğer taraftan yapılan çalışmalarda bu işlemin sadece smear tabakayı uzaklaştırdığı, dentin tübüllerini açığa çıkarmadığı ve diş yüzeyinde deminerilizasyona neden olmadığı da bildirilmektedir (144, 145).

Bu çalışmada kullanılan materyallerden biri olan EQUIA Forte cam hibrit restoratif sistemin bileşenlerinden EQUIA Forte Fil uygulamasından

önce yüzeyi hazırlamak amacıyla, tercihe bağlı olarak bir yüzey hazırlayıcısı (*cavity conditioner*) uygulanabilir. Yüzey hazırlayıcısının kullanılması mikromekanik retansiyonu arttırarak bağlanma dayanıklılığında ilave bir iyileştirme sağlayabilmektedir. Bu uygulama dentindeki kalsiyum ve fosfat iyonlarını siman ile iyon değişimi için hazır hale getirerek öncül bir aktivasyon sağlar. Ancak yüzey hazırlayıcısı kullanılmadığında da, siman ile diş sert dokuları arasında kimyasal bir adezyon gerçekleşmektedir. Bu bağlanma arayüzdeki iyonik değişimle gerçekleşirken, simanın iyondan zengin tabakasının diş dokusuna sıkı bir şekilde tutunmasıyla sonuçlanmaktadır (41). Bu çalışmada, cam hibrit restoratif sistem uygulanmadan önce yüzey hazırlayıcısı kullanılmıştır.

EQUIA Forte Coat, EQUIA Forte restoratif sistemin final aşamasını oluşturan yüzey örtücüdür. Yaklaşık 35-40 mikron kalınlığındaki ışıkla polimerize olan rezin yüzey örtücü, restorasyona parlaklık kazandırmakla birlikte, materyalden ve bitirme işlemlerinden kaynaklanan boşlukları ve yüzey düzensizliklerini doldurarak pürüzsüz bir yüzey sağlar. Cam iyonomer simanın erken evrede nem ile temasını önleyerek, kimyasal polimerizasyon sürecinin çok daha iyi şekilde gerçekleşmesine olanak tanır. Kenar uyumunu, aşınma ve kırılma direncini artırır (146, 147). Bu nedenle bu çalışmada, EQUIA Forte Fil uygulamasından sonra EQUIA Forte Coat yüzey örtücü kullanılmıştır.

Literatürde kırılma dayanıklılık testi öncesinde örneklerin saklama koşulları ve süresi farklılık göstermektedir (134, 148, 149). Chen ve ark. (148) çalışmalarında örneklerini kırma testi öncesi 37°C de 7 gün distile su içinde bekletmişlerdir. Lindemuth ve ark. (149) ise örneklerinin aynı ortamda 24 saat bekletmişlerdir. Bu çalışmada restorasyonlar tamamlandıktan sonra örnekler nemliliğini kaybetmemesi ve restoratif materyallerin polimerizasyonunun tamamlanması için literatürle uyumlu olarak 24 saat süre ile 37°C'de distile suda bekletilmiştir.

Restoratif materyallerin kırılma dayanıklılığının incelendiği *in vitro* araştırmalarda, ağız içi koşulları taklit etmek amacıyla örnekler yaşlandırma

işlemlerine tabi tutulmaktadır. Termal siklus işlemi, restorasyon ile diş dokuları arasındaki bağlantının hidrolize olması gibi başarısızlıklara neden olan ve ağız içindeki ısı değişimlerini taklit etmek amacıyla laboratuvar testlerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (150). Hızlandırılmış bir yaşlandırma işlemi olan termal siklus yöntemi birçok çalışmada 5-55°C arasında uygulanırken döngü sayıları farklılık göstermektedir. Taha ve ark. (130) MOD restorasyonlara kırılma dayanıklılık testi uyguladıkları çalışmalarında 500 döngülük termal siklus işlemi uygularken, Sawalt ve ark. (97) 10.000 döngülük termal siklus işlemi uygulamıştır.

Literatürde, bir günde 20-50 döngü gerçekleşebileceği tahminine dayanarak, 10.000 döngünün restorasyonların yaklaşık 1 yıllık ağız içi kullanımına karşılık geldiği belirtilmiştir (109). Bu çalışmada, 5°C ve 55°C arasında 10.000 döngülük termal siklus işlemi tüm gruplara uygulanmıştır.

DeneySEL çalışmalarda, kavite preperasyonunun ve restorasyonun dişin dayanıklılığına etkisinin bir ölçüsü olarak statik yüklemeye karşı gösterilen direnç kullanılmaktadır. Bu yöntemde, kırılma yükü fonksiyonel okluzal yüklerden tipik olarak daha yüksek olmasına rağmen restoratif materyalleri ve farklı kavite şekillerini karşılaştırmak için geçerli bir yöntem olarak bilinir (128). Bu çalışmada da sürekli artan kuvvet uygulanarak restoratif materyallerin dişin dayanıklılığına etkisi incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

In vitro analizler için kullanılan deneySEL yöntemler dinamik ağız içi şartları tam olarak yansıtmaz. Yükleme kuvveti, yönü ve sıklığı farklılık gösterir ve başarısızlıklar aslında yorgunluk (*fatigue*) nedeniyle oluşur. Kırma testi yöntemleri, çiğneme sistemi tarafından uygulanan yük limitini aşan kırılma yükleri oluşturur. Ancak, çalışma örnekleri arasındaki karşılaştırma tüm örnekler aynı hazırlık ve test sürecinden geçtiği için güvenilir (151).

Çiğneme kuvvetlerinin restore edilmiş veya edilmemiş dişlerin kasplarını döndürme (*deflect*) eğilimi vardır. *In vitro* çalışmalar tipik bir

çigneme kuvvetini yansıtmasa da, dişler kırılana kadar sürekli artan kuvvet uygularlar, dişin yapısal bütünlüğü hakkında önemli bilgiler verirler (152).

Farklı kuvvet uygulama şekilleri, farklı kırılma dayanıklılığı sonuçlarının elde edilmesine neden olabilmektedir. Klinik şartlardaki yükleme muhtemelen daha kısa süreli fakat daha yüksek kuvvetlerde oluşmaktadır. Ayrıca kuvvetin restorasyona veya kaslara uygulanması kırık tiplerini de etkileyebilir (97). Bu çalışmada sürekli artan kuvvet hem dişe hem de restorasyona aynı anda uygulanmıştır. Bu yük uygulama şekli, her iki materyal grubuna ait örneklerde en çok görülen kırılma tipinin 'adeziv + restorasyonda koheziv' olmasının sebebi olarak gösterilebilir.

Stampalia ve ark. (153) okluzal yüklemde kürenin değim noktaları ve küre büyüklüğünü araştırmış ve yaptıkları bu çalışmada 3.9-5 mm arasında değişen büyüklükte küreler kullanarak okluzal yüklemde kürenin dişe değeceği noktaların lingual ya da palatinal tüberkülde tüberkül tepesi ile restorasyon arasındaki mesafenin $\frac{1}{2}$ 'sine uyacak şekilde olması gerektiğini bildirmiştir. Bu çalışmada, örnekler üniversal test cihazına kuvvet uygulayıcı çelik küre hem dişlerin bukkal ve lingual kaslarına hem de restorasyona temas edecek şekilde sabitlenmiştir. Ağız içindeki aşınmalar nokta yerine yüzey şeklinde olduğundan ve başarısızlık mekanizması temas alanından ve fonksiyon esnasında oluşan yüklerden etkilendiğinden *in vitro* çalışmalarda yük uygulamak için kullanılan ucun boyutları önemlidir (152). Bu nedenle çalışmada restorasyon ve diş boyutuna uygun olacak şekilde 5 mm çapındaki çelik küre kullanılmıştır.

Sağlam dişler, normal çigneme stresleri ile daha nadir kırılmalarına rağmen, kavite preparasyonları ile dişte oluşturulan madde kayıpları, dişte kırılmaya olan eğilimin artmasına ve dişin zayıflamasına neden olmaktadır (136, 154). Bu çalışmada da sağlam dişlerden oluşan pozitif kontrol grubunun ortalama kırılma dayanıklılık değeri 977.99 N iken kavite preparasyonu yapılmış dişlerden oluşan negatif kontrol grubunun ortalama kırılma dayanıklılık değeri 418.48 N bulunmuştur.

Klinik olarak meydana gelen kırıklar ile laboratuvarında test cihazıyla oluşturulan kırıklar arasında pek çok farklılıklar bulunmaktadır. Çalışmalarda dişlere yavaş yavaş artan ve tekrarlayan kuvvetler uygulanırken, ağız içinde fonksiyon esnasında kuvvetler büyüklük, hız ve yön açısından farklılık göstermektedir. *In vitro* çalışmalarda uygulanan kuvvetler, sabit hız ve yöndedir ve diş kırılıncaya kadar kuvvet arttırılmaya devam edilir (153, 155). Uygulanan kuvvetler ağız içi kuvvetlerden farklı olsa da, çalışmamızda amaç klinik koşulları taklit etmekten ziyade materyallerin yapısal sağlıklarını araştırmaktır.

Kırılma dayanıklılığı testlerinde, cihazlar farklı yöntemler ile kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar restorasyona dik gelecek (*compressive*) şekilde kuvvet uygularken bazı araştırmacılar açı vererek uygulamışlardır (148, 149, 151, 156). Bu çalışmada kuvvet açı verilmeden restorasyona dik olarak uygulanmıştır. Klinik uygulamalarda ise dik kuvvetlere ek olarak lateral kuvvetlerin ve *fatigue* yüklemenin göz önünde bulundurulması gerektiği düşünülmüştür.

Kuvvetin dik olarak uygulandığı çalışmalarda, restorasyonlar üzerine homojen yük dağılımını sağlamak için polietilen kağıt, alüminyum folyo, rubber-dam ya da şeffaf selüloid bant kullanılmaktadır (157, 158). Çalışmada bu amaç için her örnekte değiştirilmek üzere plastik şeffaf selüloid bant kullanılması tercih edilmiştir.

Kırılma dayanıklılık testinde kuvvet ortalama 0.1-1 mm/dk hızla diş kırılana kadar uygulanarak kırılma dayanıklılığı değerleri belirlenebilmektedir (85, 151). Bu çalışmada da 1 mm/dk hızla kuvvet uygulanması tercih edilmiştir.

Test cihazları ağız içerisindeki kuvvetlerden çok daha yüksek kuvvetler uygulamaktadır. Normal fonksiyon esnasında çiğneme kuvvetleri 50 N ile 250 N arasında değerlerdedir. Bununla birlikte brüksizimli hastalarda bu değerler 500-800 N arasındadır (159). Kırılma dayanıklılığı ölçümlerinin yapıldığı test cihazlarında ise 1500-5000 N'luk kuvvet elde edilebilmektedir

(160). Bu çalışmada kullanılan üniversal test cihazı maksimum 4000 N'luk kuvvet uygulayabilme kapasitesine sahiptir.

Kırılma dayanıklılığı değerlerinin tartışılmasına ek olarak her deney grubundaki kırılma tiplerinin analiz edilmesi önemlidir. Bu çalışmada kırılma tiplerinin analizinde kullanılan birinci sınıflandırma yöntemi tamir edilebilirliğe göredir (97). Tamir edilebilir kırılmalar restorasyonun proksimalinde ve mine sement sınırının üzerinde oluşan kırıklardır. Tamir edilemeyen kırılmalar ise mine sement sınırı boyunca uzanan dikey kırıklar veya kasp kırıklarıdır (161, 162). Ayrıca kırılma tiplerinin detaylı şekilde değerlendirildiği ikinci bir sınıflandırma daha kullanılmıştır ve bu sınıflandırma kırılmanın gerçekleştiği yüzeye göre yapılmıştır. Kırılmalar adeziv, restorasyonda koheziv, diş dokusunda koheziv olarak sınıflandırılmıştır (85).

Tarama elektron mikroskobu görüntüleri incelendiğinde ise, cam iyonomerin diş dokusundan ayrıldığı yüzeylerde bir kısmının kalarak daha düzensiz alanlar bıraktığı gözlenmektedir. Cam iyonomer simanların dentine olan bağlantısının kendi iç dayanıklılığından daha yüksek olması ve materyal içindeki hava boşlukları bu duruma sebep olabilir (163). El-Kalla ve Garcia-Godoy (164) da restoratif materyallerdeki koheziv kırığın daha sık görülmesinin, materyalin iç dayanıklılığının düşüklüğü ve bağlanma kuvvetinin iç dayanıklılıktan yüksek olmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Tarama elektron mikroskobu analizi; yüzey özellikleri, doldurucu boyutu ve dağılımı, bağlanma ara yüzeyi ve poröziteyi değerlendirmek için etkili ve kabul edilebilir bir yöntemdir (165-167). Ayrıca, kırılma tiplerini belirlemek için de kullanılabilir (168). Tarama elektron mikroskobu analizi kullanarak cam iyonomer simanların dayanıklılığını inceleyen araştırmalar vardır (169, 170). Bu çalışmada da, kırılma yüzeyleri tarama elektron mikroskobu ile incelenmiş ve materyallerin mikroyapıları ile mekanik özellikleri arasında ilişki kurulmuştur.

Ortalama partikül büyüklüğü 1 µm olan hibrit kompozitler, 1980'li

yılların başlarında geliştirilmiştir ve hem anterior hem de posterior dişlerde kullanılabilir (171). Mikrohibrit kompozitlerin partikül büyüklükleri 0.6-0.7 µm' dir ve uniform yapıları nedeniyle fiziksel özellikleri daha iyidir. Soares ve ark. (172) çalışmalarında mikrohibrit kompozit rezin kullanımının dişin kırılmaya karşı direncini geri kazandırdığını vurgulamışlardır.

Kompozit rezinlerin kırılma dayanıklılığı restorasyonların klinik başarısı için kritik bir faktördür. Kavite şekli, dişin anatomik formu, restorasyonun altında kullanılan pulpa kaplama materyali, restoratif materyalin türü, bonding ajanın türü, konfigürasyon faktörü (C faktör), kompozit yerleştirme tekniği, okluzal alışkanlıklar ve çiğneme kuvvetleri kompozit restorasyonların kırılma dayanıklılığını etkiler (127, 173-176).

Kompozit rezin restorasyonların kırılma dayanıklılığını inceleyen çalışmaların çoğunda kompozit rezinlerin Sınıf 2 restorasyonlarda dişlerin kırılma dayanıklılığına olumlu etkileri gösterilmiştir (173, 177, 178). Bu çalışmada da kompozit rezinler, dişlerin kırılma dayanıklılığını olumlu etkilemiştir.

Posterior okluzal veya aproksimal restorasyonlar olarak yerleştirildiklerinde geleneksel cam iyonomer simanların başarısızlık oranı kompozit rezinlerden yüksektir (72, 179-181). Bu nedenle geleneksel cam iyonomer simanlar stres alan posterior dişlerde daimi restorasyon materyali olarak kullanım için yetersiz bulunmaktadır.

Geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla üretilen yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar kullanılarak restore edilen küçük ve orta büyüklükte kaviteler ile yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir (182, 183).

Ersin ve ark. (184) yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kondanse edilebilir kompozit rezin ile süt dişlerinde yaptıkları atravmatik restoratif tedavi (ART) restorasyonları 2 yıl boyunca takip etmiş ve sağ kalım oranını Sınıf 1 cam iyonomer siman restorasyonlar için %96.7, Sınıf 2 cam

iyonomer siman restorasyonlar için %76.1 bulmuştur ancak kompozit rezin ile cam iyonomer siman restorasyonlar arasında anlamlı farklılık olmadığını rapor etmişlerdir.

Mickenautsch ve Yengapol (185) yayınladıkları bir derlemede yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kompozit rezin restorasyonlar posterior daimi dişlere yerleştirildiklerinde 24 ve 60 aylık takip sonunda başarısızlık oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı sonucuna varmıştır.

Gürkan ve ark. (186) tarafından yapılan, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bir mikrohibrit kompozit rezinin Sınıf 1 ve 2 kaviteelerde kullanıldıklarında klinik performanslarının karşılaştırıldığı çalışmada, 6 yıl sonunda cam iyonomer restoratif sistem ve kompozit rezinin birbirine benzer ve klinik olarak başarılı performans gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Diem ve ark. (95) ART tekniği ile yapılan restorasyonlarda örtücü uygulanan ve uygulanmayan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ile mikrohibrit kompozit rezini karşılaştırmıştır. 3 yıl sonunda, cam iyonomer simanların kabul edilebilir klinik performans gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Klinke ve ark. (187) nin örtücü uygulanan ve uygulanmayan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların Sınıf 1 ve 2 kaviteelerde klinik performanslarını karşılaştıran çalışmasında 4 yılın sonunda Sınıf 2 restorasyonlarda örtücü uygulanan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların daha başarılı olduğu, Sınıf 1 restorasyonlarda iki materyalin benzer başarı gösterdiği bildirilmiştir.

Türkün ve ark. (188) nin iki farklı yüzey örtücü ile birlikte kullanılan iki yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın uzun dönem klinik performansını (6 yıl) değerlendirdikleri çalışmasında, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların Sınıf 1 ve orta ve büyük genişlikte Sınıf 2 restorasyonlarda, 6 yıllık süre zarfında, kabul edilebilir klinik performans gösterdiği rapor edilmiştir.

Basso ve ark. (189) 7 yıllık klinik takip çalışmaları sonucunda stres alan bölgelerdeki Sınıf 1 kavitelere yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların daimi restorasyon materyali olarak kullanıma uygun olduğu sonucuna varmıştır.

Friedl ve ark. (41) geniş posterior kavitelere tüm yüksek viskoziteli cam iyonomer siman restorasyonların memnun edici sonuçlar ortaya koyduğunu göstermiş ve Sınıf 1 ve küçük Sınıf 2 kavitelere yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların daimi restoratif materyal olarak kullanılabileceği sonucuna varmıştır.

Yıldız ve ark. (134) süt molarlarda farklı şekillerde hazırladıkları Sınıf 2 preparasyonlarda restoratif materyallerin kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri *in vitro* çalışmanın sonucunda kompozit rezinlerin kırılma dayanıklılığının cam iyonomerden daha yüksek olduğu sonuçlarına varmıştır. Bu çalışmada da benzer şekilde kompozit rezinin geniş Sınıf 2 kavitelere kırılma dayanıklılık değerleri cam hibrite göre daha yüksek bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Kütük ve ark. (190) tarafından yapılan, cam hibrit restoratif materyal ve bir mikrohibrit kompozit rezinin geniş Sınıf 2 kavitelere kullanıldıklarında klinik performanslarının karşılaştırıldığı çalışmada, 6 ay sonunda cam hibrit restoratif sistem ve kompozit rezinin birbirine benzer ve klinik olarak başarılı performans gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Sawalt ve ark. (97) nin yaptığı çalışmada, bu çalışmada olduğu gibi, cam hibrit restorasyonların kırılma dirençlerinin kompozit restorasyonlara oranla daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Ancak bu durum çeşitli nedenlerle ilişkilendirilmiştir. Bu çalışmadaki kavite derin çürük lezyonları sonrası oluşturulan kaviteyi simule edecek tarzda, daha önce yapılan çalışmalarda kavite den daha büyük hazırlanmıştır. Kaviteye mezial, okluzal ve distal yüzeylerin dahil edilmiş olması materyalin başarısını olumsuz etkilemiştir. Diğer çalışmalarda yük hem restorasyon hem de kaspalara yönlendirilirken bu çalışmada yük restorasyon üzerine

uygulanmıştır. Önceki çalışmalarda okluzal yüzey üzerinde kuvvetin daha homojen bir şekilde dağılması için çelik küre ile diş arasında bir ara tabaka kullanılırken bu çalışmada kullanılmamıştır.

Cam hibrit restorasyonların kompozit restorasyonlara göre kırılma dirençlerinin daha düşük olması hibritlerin daha katı ve sert olmasından kaynaklanmaktadır (191).

In vitro çalışmalarda cam hibrit restoratif materyalin kırılma dayanıklılığının düşük bulunması laboratuvar koşullarında distile su içerisinde bekletildikten sonra test edilmesine de bağlanabilir. Çünkü cam hibritin ağız ortamında doğal tükürükle temas etmesinin materyalin maturasyonunu artırarak fiziksel ve mekanik özelliklerini olumlu yönde etkileyebileceği düşünülmektedir (192). Ayrıca Shimada ve ark. (193) yaptıkları *in vitro* bir çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve cam hibrit restoratif sistemin yüzey sertliğinin tükürük ile artışını incelemiştir ve tükürükte bekletmenin cam iyonomerlerin yüzey sertliğini distile suya göre daha fazla arttırdığını rapor etmişlerdir.

Glavina ve ark. (194) üç farklı cam iyonomer restoratif materyalin ve cam hibritin seramik modellerde hazırlanan Sınıf 2 kaviteye uygulandıklarında kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarının sonucunda en yüksek kırılma dayanıklılığına sahip materyalin cam hibrit olduğunu ve ortalama kırılma dayanıklılık değerinin 257.20 N olarak hesaplandığını rapor etmiştir. Tüm örneklerde koheziv kırılma görülmüştür. Cam iyonomer restoratif materyal (EQUIA) ve cam hibrit (EQUIA Forte) yerleştirilen modellerin %73'ünde restorasyonlarla birlikte seramik diş modellerinde kırılmalar meydana gelmiştir. Bu çalışmada cam hibrite ait ortalama kırılma dayanıklılık değeri 641.88 N olarak bulunmuştur. Cam hibrit yerleştirilen dişlerin %42'sinde restorasyonlarla birlikte diş dokusunda kırılmalar meydana gelmiştir. Kırılma dayanıklılık değerlerindeki bu farklılık daimi diş kullanılmasından veya test koşullarının farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmanın bulgularına göre, iki restoratif materyal grubunun kırılma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu nedenle, fark olmayacağını öngören ikinci hipotez kabul edilmiştir.

Kullanılan dişlerin boyutlarının standardize edilmesi ve örneklerin rastgele bölüştürülmesi denenmesine rağmen kasp eğimleri, kalan kasp kalınlığı ve servikal bölgedeki çap açısından varyasyonlar hala mevcuttur. Bu, yaygın olarak bildirilenlere benzer şekilde, her grupta geniş bir değer yelpazesi ile yüksek standart sapmaya yansır ve istatistiksel olarak önemli farklılıklar elde etmek güçleşir (151).

Cam hibrit restoratif materyallerin geniş kavimleri restore etmek için kullanılıp kullanılmayacağı belirsizdir. Cam hibritle restore edilmiş dişlerin kenar bütünlüğü ve kırılma dayanıklılığı gibi özellikleri hakkında yeterli çalışma bulunmamaktadır (5). Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve cam hibrit restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin incelendiği ve diğer materyallerle karşılaştırıldığı daha fazla sayıda çalışma gerekmektedir.

Bu çalışmanın sonuçlarını değerlendirirken *in vitro* sonuçların *in vivo* sonuçlara direkt uygulanmasının mümkün olmayacağına dikkat edilmelidir. Bu yöntem literatürde yaygın olarak kullanılmakta ve materyaller hakkında önemli bilgiler sağlamaktadır (135). Ancak bu çalışmadan elde edilen sonuçlar klinik çalışmalarla da desteklenmelidir.

Cam iyonomer simanların geliştirilmesiyle elde edilen cam hibrit sistemler restoratif ve minimal invaziv diş hekimliğinde geleceğin materyali olarak kabul edilmektedir. Yapılan çalışmalar; bu materyallerin geniş Sınıf 2 restorasyonlarda daimi restoratif materyal olarak umut verici olduğunu göstermektedir (186, 188). Ancak mekanik özelliklerinin daha da iyileştirilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

1) Kompozit rezinin (G-aenial Posterior) sıkışma dayanıklılığının cam hibrit restoratif sistemden (EQUIA Forte) daha yüksek olduğu,

2) Kompozit rezin (G-aenial Posterior) ve cam hibrit restoratif sistemin (EQUIA Forte) kırılma dayanıklılıklarının benzer olduğu,

3) Kompozit rezinin (G-aenial Posterior) kırılma dayanıklılığının sağlam dişler ile benzer olduğu,

4) Kompozit rezin (G-aenial Posterior) ve cam hibrit restoratif sistem (EQUIA Forte) ile restore edilen dişlerde kuvvetler karşısında en çok görülen kırılma tipinin restorasyonun kırılıp diş dokusundan ayrıldığı 'adeziv + restorasyonda koheziv' olduğu,

5) Kompozit rezin (G-aenial Posterior) ile restore edilen tüm dişlerde kuvvetler karşısında tamir edilebilir kırıklar oluşurken, cam hibrit restoratif sistem (EQUIA Forte) ile restore edilen dişlerde tamir edilemez kırıklar olduğu görülmüştür.

Sonuç olarak, posterior dişlerdeki geniş çürük lezyonlarının restorasyonunda, kompozit rezinlere alternatif olarak, diş dokusu ile uyumlu, hızlı ve kolay uygulanabilme gibi olumlu özellikleri ile öne çıkan cam hibrit restoratif sistemin de kullanımı tercih edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. The Art And Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 1995.
2. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. Quintessence Int. 2003;34(6):418-26.
3. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar. İstanbul: Quintessence; 2011.
4. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. J Am Dent Assoc. 2000;131(3):375-83.
5. Schwendicke F, Kniess J, Paris S, Blunck U. Margin Integrity and Secondary Caries of Lined or Non-lined Composite and Glass Hybrid Restorations After Selective Excavation In Vitro. Oper Dent. 2017;42(2):155-64.
6. White JM, Eakle WS. Rationale and treatment approach in minimally invasive dentistry. J Am Dent Assoc. 2000;131 Suppl:13S-9S.
7. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. J Am Dent Assoc. 2003;134(1):87-95.
8. Davidson CL. [The ideal restorative material]. Ned Tijdschr Tandheelkd. 1996;103(11):435-6.
9. Peters MC, McLean ME. Minimally invasive operative care. II. Contemporary techniques and materials: an overview. J Adhes Dent. 2001;3(1):17-31.
10. John O, Burgess DC. Material Selection for Direct Posterior Restoratives. Dental CE Digest 28PennWell Publications29. 2011.
11. Friberg LT SG. Status Quo and Perspectives of Amalgam and Other Dental Materials. Stuttgart: Thieme; 1995.
12. Uzel İ. Yüzey örtücü ile kaplanmış kompozit ve cam iyonomer simanın in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İzmir: Ege Üniversitesi; 2012.
13. Alexander G, Hopcraft MS, Tyas MJ, Wong RH. Dentists' restorative decision-making and implications for an 'amalgamless' profession. Part 1: a review. Aust Dent J. 2014;59(4):408-19.
14. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963;66:57-64.
15. Ferracane J. Materials in Dentistry: Principles and Applications. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
16. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. Dent Mater. 2006;22(12):1143-9.

17. Noort RV. Introduction to dental materials. New York: Mosby Elsevier; 2013.
18. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. St. Louis: W.B. Saunders. ; 2003.
19. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
20. Soderholm KJ, Mariotti A. Bis-GMA based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc.* 1999;130(2):201-9.
21. Froes-Salgado NR, Gajewski V, Ornaghi BP, Pfeifer CS, Meier MM, Xavier TA, et al. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology.* 2015;103(2):160-8.
22. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science.* 2001;26(4):535-76.
23. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater.* 2011;27(2):197-205.
24. Craig RG, Powers, J.M. Restorative Dental Materials. St. Louis: Mosby; 2002.
25. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J.* 1998;48(1):3-16.
26. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999;15(2):120-7.
27. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.* 1990;17(5):487-94.
28. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 1997;76(4):883-94.
29. Gladwin M, Bagby, M. Clinical aspects of dental materials. Theory, practice, and cases. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
30. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2002.
31. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):7-29.
32. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-90.

33. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(5):41-7.
34. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1090-101.
35. Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent.* 2003;28(5):635-41.
36. Chuang SF, Jin YT, Liu JK, Chang CH, Shieh DB. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent.* 2004;29(3):301-8.
37. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev Clin Periodontol Implantol Rehabil Oral.* 2013;6(3):148-53.
38. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials.* 1998;19(6):479-83.
39. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials.* 1998;19(6):503-8.
40. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007;23(3):343-62.
41. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011;27(10):1031-7.
42. Lohbauer U, Kramer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Muller FA, et al. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent.* 2011;24(2):124-8.
43. Wilson AD, Kent BE, Clinton D, Miller RP. The formation and microstructure of dental silicate cements. *J Mater Sci* 1972;7(2):220-38.
44. Barry TI, Clinton DJ, Wilson AD. The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J Dent Res.* 1979;58(3):1072-9.
45. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res.* 1980;59(6):1055-63.
46. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement--The different generations. *Trends Biomater Artif Organs.* 2005;18(2):158-65.

47. Lacefield WR, Reindl MC, Retief DH. Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent*. 1985;53(2):194-8.
48. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. i. Formulations and properties. *Aust Dent J*. 1977;22(1):31-6.
49. Sidhu SK, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. 2001;14(6):387-96.
50. Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 2004.
51. Davidson CL, Mjör IA. *Advances in glass ionomer cements*: Quintessence Publishing Co, Inc; 1999.
52. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 1996;75(12):1920-7.
53. Wasson EA, Nicholson JW. New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *J Dent Res*. 1993;72(2):481-3.
54. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: CRC Press; 2003.
55. Hatton PV, Brook IM. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. *Br Dent J*. 1992;173(8):275-7.
56. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? —Properties, limitations future trends. *Materials*. 2010;3(1):76-96.
57. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004;20(1):45-50.
58. El-Badrawy WA, McComb D. Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Oper Dent*. 1998;23(1):2-9.
59. Bellinger DC, Trachtenberg F, Daniel D, Zhang A, Tavares MA, McKinlay S. A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(9):1210-6.
60. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res*. 1983;62(5):590-2.
61. Walls AW. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent*. 1986;14(6):231-46.
62. McLean JW, Wilson AD. Glass ionomer cements. *Br Dent J*. 2004;196(9):514-5.
63. Darling M, Hill R. Novel polyalkenoate (glass-ionomer) dental cements based on zinc silicate glasses. *Biomaterials*. 1994;15(4):299-306.

64. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002;18(8):609-21.
65. Yesilyurt C, Bulucu B, Sezen O, Bulut G, Celik D. Bond strengths of two conventional glass-ionomer cements to irradiated and non-irradiated dentin. *Dent Mater J.* 2008;27(5):695-701.
66. Erickson RL, Glasspoole EA. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent.* 1994;6(5):227-44.
67. Yip KH, Smales RJ, Gao W, Peng D. The effects of two cavity preparation methods on the longevity of glass ionomer cement restorations: an evaluation after 12 months. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(6):744-51; 69.
68. Hume WR, Mount GJ. In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. *J Dent Res.* 1988;67(6):915-8.
69. Nicholson JW. Glass-ionomers in medicine and dentistry. *Proc Inst Mech Eng H.* 1998;212(2):121-6.
70. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 9th Edition. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2008. 285-6 p.
71. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *J Am Dent Assoc.* 1990;120(1):65-8.
72. Hickel R, Manhart J, Garcia-Godoy F. Clinical results and new developments of direct posterior restorations. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):41D-54D.
73. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:23-30.
74. Koroğlu A EO, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22(2):205-16.
75. Nicholson JW. Glass ionomer dental cements: Update. *Mater Tech.* 2010;25(1):8-13.
76. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan).* 2013;10(4):411-20.
77. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater.* 2007;23(5):615-22.
78. Bala O. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg.* 1998;1(2):113-8.
79. Onal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(11):1547-55.

80. McLean JW, Gasser O. Glass-cermet cements. *Quintessence Int.* 1985;16(5):333-43.
81. Donovan T, Daftary, F. Clinical uses of glass ionomer as restorative materials. *Compend Contin Educ Dent.* 1987;8:180-8.
82. Hickel R, Voss A. A comparison of glass cermet cement and amalgam restorations in primary molars. *ASDC J Dent Child.* 1990;57(3):184-8.
83. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer(R) ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater.* 2012;28(10):1051-8.
84. Rao A, Rao A, Sudha P. Fluoride rechargability of a non-resin auto-cured glass ionomer cement from a fluoridated dentifrice: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2011;29(3):202-4.
85. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater.* 2009;25(4):551-6.
86. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent.* 2013;41(3):223-30.
87. Nicholson JW. Fluoride-Releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balk J Dent Med* 2015;18:60-9.
88. Abdul Quader SM, Shamsul Alam M, Bashar AKM, Gafur A, Al Mansur MA. Compressive Strength, Fluoride Release and Recharge of Giomer. *Updat Dent Coll J* 2012;2:28-37.
89. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J.* 2008;27(3):315-39.
90. Dhull KS, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2011;29(1):39-45.
91. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent.* 2007;35(2):156-62.
92. Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent.* 2006;34(8):566-73.
93. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent.* 2009;37(2):133-40.
94. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Kramer N. Clinical Performance of Viscous Glass Ionomer Cement in Posterior Cavities over Two Years. *Int J Dent.* 2009;2009:781462.

95. Diem VT, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig*. 2014;18(3):753-9.
96. Bonifacio CC, Werner A, Kleverlaan CJ. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(6):471-7.
97. Sawalt M, Paris S, Blunck U, Schwendicke F. Fracture Resistance and Cusp Deflection of Lined or Non-lined Composite and Glass Hybrid Restorations Over Residual Demineralized Dentin. *J Adhes Dent*. 2017;19(1):77-82.
98. Al-Abdi A, Paris S, Schwendicke F. Glass hybrid, but not calcium hydroxide, remineralized artificial residual caries lesions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2017;21(1):389-96.
99. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3).
100. Jacobsen PH. *Restorative Dentistry: An integrated approach*. Oxford: Wright; 2000.
101. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Dışhekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi Yayınları; 1993.
102. Bijelic-Donova J. *Discontinuous fiber-reinforced composite for dental applications*. Turku: University of Turku; 2016.
103. Bayne SC, Thompson, J.Y. *Biomaterials*. Online Chapter 18. 2013. Mosby; [e7-e8].
104. Anderson JM, McCabe, JF. *Anderson's Applied Dental Materials* London: Blackwell Scientific Publications; 1985.
105. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*. 2000;13(6):468-72.
106. Sakaguchi R, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*, 13th Edition. St. Louis: Mosby; 2011.
107. Sangwan B, Rishi R, Seal M, Jain K, Dutt P, Talukdar P. An in vitro Evaluation of Fracture Resistance of endodontically treated Teeth with Different Restorative Materials. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(7):549-52.
108. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*. 1992;8(3):181-4.
109. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89-99.

110. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253-9.
111. Cengiz S, Cengiz Karaca A, Cakir I, Bulent Uner H, Sevindik A. SEM-EDS analysis and discrimination of forensic soil. *Forensic Sci Int.* 2004;141(1):33-7.
112. Yap AU, Cheang PH, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil.* 2002;29(7):682-8.
113. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(12):1599-603.
114. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(2):102-8; discussion 9.
115. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(6):775-83.
116. Chen S, Ohman C, Jefferies SR, Gray H, Xia W, Engqvist H. Compressive fatigue limit of four types of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;61:283-9.
117. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009;13(4):427-38.
118. Li Y, Lin H, Zheng G, Zhang X, Xu Y. A comparison study on the flexural strength and compressive strength of four resin-modified luting glass ionomer cements. *Biomed Mater Eng.* 2015;26 Suppl 1:S9-17.
119. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Early strength of glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1993;9(1):57-62.
120. Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater.* 2005;21(3):201-9.
121. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater.* 2001;17(5):456-70.
122. Mallmann A, Ataide JC, Amoedo R, Rocha PV, Jacques LB. Compressive strength of glass ionomer cements using different specimen dimensions. *Braz Oral Res.* 2007;21(3):204-8.
123. Chalissery VP, Marwah N, Almuhaiza M, AlZailai AM, Chalisserry EP, Bhandi SH, et al. Study of the Mechanical Properties of the Novel Zirconia-reinforced Glass Ionomer Cement. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(5):394-8.

124. Kanik Ö. Yüzey örtücü ile kaplanmış farklı restoratif cam iyonomer simanların özelliklerinin karşılaştırmalı olarak in vivo ve in vitro incelenmesi [Doktora tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2011.
125. McCabe JF, Watts DC, Wilson HJ, Worthington HV. An investigation of test-house variability in the mechanical testing of dental materials and the statistical treatment of results. *J Dent.* 1990;18(2):90-7.
126. Rosatto CM, Bicalho AA, Verissimo C, Braganca GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015;43(12):1519-28.
127. Akbarian G, Ameri H, Chasteen JE, Ghavamnasiri M. Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(3):200-7.
128. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J Dent.* 2011;39(8):527-35.
129. Frater M, Forster A, Kereszturi M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent.* 2014;42(9):1143-50.
130. Taha DG, Abdel-Samad AA, Mahmoud SH. Fracture resistance of maxillary premolars with class II MOD cavities restored withOrmocer, Nanofilled, and Nanoceramic composite restorative systems. *Quintessence Int.* 2011;42(7):579-87.
131. Shafiei F, Tavangar MS, Ghahramani Y, Fattah Z. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(3):200-6.
132. DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater.* 1997;13(2):74-81.
133. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):342-9.
134. Yildiz E, Simsek M, Pamir Z. Fracture strength of restorations in proximal cavities of primary molars. *Scanning.* 2016;38(1):43-9.
135. Kucukyilmaz E, Yasa B, Akcay M, Savas S, Kavrik F. Effects of pulp capping materials on fracture resistance of Class II composite restorations. *Eur J Dent.* 2015;9(2):218-23.
136. Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc.* 1986;112(2):215-8.

137. Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001;29(5):346-53.
138. McDaniel RJ, Davis RD, Murchison DF, Cohen RB. Causes of failure among cuspal-coverage amalgam restorations: a clinical survey. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(2):173-7.
139. Burke FJ, Lucarotti PS, Holder R. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 4): influence of time and place. *J Dent.* 2005;33(10):837-47.
140. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2007;11(1):5-33.
141. Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *J Appl Oral Sci.* 2006;14 Suppl:10-3.
142. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res.* 1982;61(12):1416-22.
143. Tanumiharja M, Burrow MF, Cimmino A, Tyas MJ. The evaluation of four conditioners for glass ionomer cements using field-emission scanning electron microscopy. *J Dent.* 2001;29(2):131-8.
144. Barakat MM, Powers JM, Yamaguchi R. Parameters that affect in vitro bonding of glass-ionomer liners to dentin. *J Dent Res.* 1988;67(9):1161-3.
145. Berry EA 3rd, von der Lehr WN, Herrin HK. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc.* 1987;115(1):65-7.
146. Uzer Çelik E, Ermiş B. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2008;11(2).
147. Bağlar S, Dallı M, Çolak H, Ercan E, Hamidi M. İki farklı restoratif materyalin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2010;13(1).
148. Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP. Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. *Oper Dent.* 2000;25(5):411-7.
149. Lindemuth JS, Hagge MS, Broome JS. Effect of restoration size on fracture resistance of bonded amalgam restorations. *Oper Dent.* 2000;25(3):177-81.
150. Cho SH, Chang WG, Lim BS, Lee YK. Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):201-8.

151. Taha NA, Maghaireh GA, Ghannam AS, Palamara JE. Effect of bulk-fill base material on fracture strength of root-filled teeth restored with laminate resin composite restorations. *J Dent.* 2017;63:60-4.
152. Hamouda IM, Shehata SH. Fracture resistance of posterior teeth restored with modern restorative materials. *J Biomed Res.* 2011;25(6):418-24.
153. Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent.* 1986;55(6):694-8.
154. Eakle WS, Staninec M, Lacy AM. Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):257-60.
155. Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent.* 1986;55(2):184-5.
156. Dias de Souza GM, Pereira GD, Dias CT, Paulillo LA. Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Oper Dent.* 2002;27(4):349-53.
157. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont.* 2011;20(7):535-40.
158. Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent.* 2013;38(6):626-34.
159. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent.* 2014;39(6):595-602.
160. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
161. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001;29(6):427-33.
162. Schwendicke F, Kern M, Meyer-Lueckel H, Boels A, Doerfer C, Paris S. Fracture resistance and cuspal deflection of incompletely excavated teeth. *J Dent.* 2014;42(2):107-13.
163. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater.* 2002;18(3):239-45.
164. El-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Paediatr Dent.* 1998;8(2):103-14.

165. Swift EJ, Dogan AU. Analysis of glass ionomer cement with use of scanning electron microscopy. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):167-74.
166. Lloyd CH, Adamson M. The development of fracture toughness and fracture strength in posterior restorative materials. *Dent Mater.* 1987;3(5):225-31.
167. Oilo G. Characterization of glass ionomer filling materials. *Dent Mater.* 1988;4(3):129-33.
168. Hirt T, Lutz F, Roulet JF. In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam. *J Oral Rehabil.* 1984;11(6):511-20.
169. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. Flexural properties of resin-modified "hybrid" glass-ionomers in comparison with conventional acid-base glass-ionomers. *Dent Mater J.* 1995;14(2):109-19.
170. Nakajima H, Watkins JH, Arita K, Hanaoka K, Okabe T. Mechanical properties of glass ionomers under static and dynamic loading. *Dent Mater.* 1996;12(1):30-7.
171. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):353-61.
172. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008;17(2):114-9.
173. Guray Efes B, Yaman BC, Gumustas B, Tiryaki M. The effects of glass ionomer and flowable composite liners on the fracture resistance of open-sandwich class II restorations. *Dent Mater J.* 2013;32(6):877-82.
174. Dietschi D, Argente A, Krejci I, Mandikos M. In vitro performance of Class I and II composite restorations: a literature review on nondestructive laboratory trials--part II. *Oper Dent.* 2013;38(5):E182-200.
175. Huang MS, Li MT, Huang FM, Ding SJ. The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine. *J Oral Rehabil.* 2004;31(5):492-9.
176. Ozgunaltay G, Gorucu J. Fracture resistance of class II packable composite restorations with and without flowable liners. *J Oral Rehabil.* 2005;32(2):111-5.
177. Kikuti WY, Chaves FO, Di Hipolito V, Rodrigues FP, D'Alpino PH. Fracture resistance of teeth restored with different resin-based restorative systems. *Braz Oral Res.* 2012;26(3):275-81.
178. Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *J Dent.* 1997;25(3-4):229-32.

179. Downer MC, Azli NA, Bedi R, Moles DR, Setchell DJ. How long do routine dental restorations last? A systematic review. *Br Dent J.* 1999;187(8):432-9.
180. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001;3(1):45-64.
181. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004;29(5):481-508.
182. Smales RJ, Yip HK. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence Int.* 2002;33(6):427-32.
183. Ersin K, Candan Ü, Aykut A, Eronat C, Önçağ Ö. Art Tekniğini Takiben Daimi Molar Dişlere Uygulanan Cam İyonomer Siman ve Kompozit Rezin Dolgu Materyallerinin 2 Yıllık Klinik Takibi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2007;31(1):3-11.
184. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Oncag O, Eronat C, Kose T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach: results at 24 months. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(11):1529-36.
185. Mickenautsch S, Yengopal V. Failure Rate of Direct High-Viscosity Glass-Ionomer Versus Hybrid Resin Composite Restorations in Posterior Permanent Teeth - a Systematic Review. *Open Dent J.* 2015;9:438-48.
186. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2017;21(7):2335-2343.
187. Klinke T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials.* 2016;17(1):239.
188. Turkun LS, Kanik O. A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Oper Dent.* 2016;41(6):587-98.
189. Basso M, Gone Benites J, Ionescu A, Tassera C. 7 Years, multicentre, clinical evaluation on 154 permanent restorations made with a glass ionomer-based restorative system (Poster). *International Association for Dental Research IADR-APR; Seoul;2016.*
190. Kütük Z, Öztürk C, Soleimani R, Yalçın Çakır F, Gurgan S. Clinical performance of a glass-ionomer based restorative system in extended-size Class II cavities: Preliminary Report (Poster). *International Association for Dental Research IADR General Session San Francisco, USA 2017.*

191. Narayanaswamy S, Meena N, Shetty A, Kumari A, Dn N. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. *J Conserv Dent.* 2008;11(3):121-6.
192. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):643-50.
193. Shimada Y, Hokii Y, Yamamoto K, Fukushima S, Kumagai T. Evaluation of hardness increase of GIC restorative surface in saliva (Poster). *ConsEuro; London2015.*
194. Glavina D, Gorseta K, Skrinjaric T. Compression Fracture Resistance of Four Different Glass-Ionomer Cements (Poster). *ConsEuro; London2015.*



EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 688

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 02 MAYIS 2017 SALI
Toplantı No : 2017/12
Proje No : GO 17/406 (Değerlendirme Tarihi: 02.05.2017)
Karar No : GO 17/406- 06

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Filiz Yalçın ÇAKIR' ın sorumlu araştırmacı olduğu, Dt. Canan ÖZTÜRK' ün uzmanlık tezi olan, GO 17/406 kayıt numaralı, "**Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Sistemin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi**" başlıklı proje önerisi araştırmamızın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Başkan)	İZİNLİ	10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye)
2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Üye)		11 Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SABA (Üye)		12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye)
4. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye)		13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye)
5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye)		14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye)
İZİNLİ		15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye)
6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye)		İZİNLİ
7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye)		16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye)
8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye)		17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGELEN (Üye)
İZİNLİ		18. Av. Meltem ONURLU (Üye)
9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye)		

ÖZGEÇMİŞ

2004 yılında Kocaeli Karamürsel'deki 4 Temmuz İlköğretim Okulu'ndan ve 2008 yılında Karamürsel Anadolu Lisesi'nden birincilikle mezun oldu. 2013 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olduktan sonra 2014 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı.

Uluslararası Kongrelerde Sunulan Bildiriler:

- **Ozturk C**, Soleimani R, Kutuk Z B, Cakir F Y, Gurgan S. Effects of Desensitizers on the Microhardness of Enamel and Dentin. 47th CED-IADR, October 15-17, 2015. Antalya, Turkey. Poster Sunumu.
- **Ozturk C**, Soleimani R, Kutuk Z B, Oz F D, Cakir F Y, Gurgan S. Evaluation Of Three Universal Adhesives For Bonding To Enamel And Dentin. 95th General Session & Exhibition of the IADR, March 22-25, 2017. San Francisco, USA. Poster Sunumu.
- Kutuk Z B, **Ozturk C**, Soleimani R, Cakir F Y, Gurgan S. Clinical Performance Of A Glass-Ionomer Based Restorative System In Extended-Size Class II Cavities: Preliminary Report. 95th General Session& Exhibition of the IADR, March 22-25, 2017. San Francisco, USA. Poster Sunumu.

Ulusal Yayınlar:

- Filiz Yalçın Çakır, **Canan Öztürk**. Beyazlatma Tedavisinden Kaynaklanan Hassasiyeti Gidermek İçin Öneriler. Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics 2015;1(1):36-42.

