



**T.C.**  
**GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KANAL TEDAVİLİ MANDİBULAR PREMOLAR DİŞLERDE FARKLI  
INTRAORİFİCE BARIYERLERİN KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ**

İRFAN YÜKSEKKAYA

UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Uğur AYDIN

GAZİANTEP

2024

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

İRFAN YÜKSEKKAYA

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında yardımlarını ve desteğini esirgemeyen tez danışmanım, kıymetli hocam Sayın Prof.Dr. Uğur AYDIN'a

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre ÇULHA'ya

Asistanlık eğitimi sürecimde beraber çalışma şansı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personellerimize,

Bugünlere ulaşabilmemde haklarını ve emeklerini hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, maddi ve manevi olarak hayatım boyunca yanımda olan değerli aileme,

Uzmanlık eğitimim süresince tüm sıkıntılarımla paylaşabildiğim, sevgisi ve desteğiyle bu süreci kolaylaştıran, sevgili eşim Özge YÜKSEKKAYA ve biricik kızım Buket YÜKSEKKAYA'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

|                                                                                            |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>BEYAN.....</b>                                                                          | <b>2</b>  |
| <b>TEŞEKKÜR .....</b>                                                                      | <b>3</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER .....</b>                                                                   | <b>4</b>  |
| <b>KISALTMALAR ve SİMGELER .....</b>                                                       | <b>6</b>  |
| <b>RESİMLER .....</b>                                                                      | <b>7</b>  |
| <b>TABLolar .....</b>                                                                      | <b>8</b>  |
| <b>ÖZET .....</b>                                                                          | <b>9</b>  |
| <b>ABSTRACT .....</b>                                                                      | <b>10</b> |
| <b>1. GİRİŞ .....</b>                                                                      | <b>11</b> |
| <b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>                                                              | <b>13</b> |
| 2.1. Kanal tedavili dişlerde kırılma dayanımının önemi .....                               | 13        |
| 2.1.1. Kırılma dayanımını arttıran faktörler.....                                          | 13        |
| 2.2. Kanal tedavili dişlerde kırılma dayanımını arttırmak için yapılacak uygulamalar ..... | 13        |
| 2.2.1. Restoratif materyal seçimi.....                                                     | 14        |
| 2.2.2. Kullanma teknikleri .....                                                           | 15        |
| 2.3. Kanal ağzı bariyerlerin koronal restorasyonda önemi.....                              | 17        |
| 2.3.1. İntra-orifice bariyer olarak kullanılan materyaller .....                           | 18        |
| 2.3.1.1. Resin modifiye cam iyonomer siman.....                                            | 18        |
| 2.3.1.2. Fiber destekli kompozit .....                                                     | 19        |
| 2.3.1.3. Smart dentin replasman (SDR) .....                                                | 21        |
| 2.3.1.4. Kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal .....                                       | 22        |
| 2.3.1.5 Akışkan kompozit.....                                                              | 23        |
| 2.4. Dişlerin kırılma dayanımının ölçülmesi için kullanılan yöntemler .....                | 25        |
| <b>3. MALZEMELER VE YÖNTEMLER .....</b>                                                    | <b>26</b> |
| 3.1. Örneklerin Seçimi. ....                                                               | 26        |
| 3.2. Numune hazırlama .....                                                                | 26        |
| 3.3. Kanal Hazırlama : .....                                                               | 30        |
| 3.4. Kök Kanallarının Final İrrigasyonu : .....                                            | 31        |
| 3.5. Orifis İçi Bariyerlerin Yerleştirilmesi : .....                                       | 31        |
| 3.6. Kırılma dayanımı .....                                                                | 31        |
| 3.7. Kırılma deneyi .....                                                                  | 32        |

|                                   |           |
|-----------------------------------|-----------|
| 3.8. İstatistiksel Yöntem.....    | 33        |
| <b>4. BULGULAR .....</b>          | <b>34</b> |
| 4.1. Çoklu karşılaştırmalar ..... | 34        |
| <b>5. TARTIŞMA.....</b>           | <b>38</b> |
| <b>6. SONUÇLAR .....</b>          | <b>47</b> |
| <b>7. KAYNAKLAR .....</b>         | <b>48</b> |



## KISALTMALAR ve SİMGELER

|              |                                        |
|--------------|----------------------------------------|
| <b>ART</b>   | Atravmatik restoratif teknik           |
| <b>CEM</b>   | Kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal  |
| <b>GA</b>    | Gauge                                  |
| <b>GIC</b>   | Geleneksel cam iyonomer siman          |
| <b>IOB</b>   | İntraorifice bariyer                   |
| <b>IRM</b>   | Ara restoratif materyal                |
| <b>mm</b>    | Milimetre                              |
| <b>MPa</b>   | Megapaskal                             |
| <b>MTA</b>   | Mineral trioksit agregası              |
| <b>N</b>     | Newton                                 |
| <b>RMGIC</b> | Rezin modifiye cam iyonomer siman      |
| <b>SDR</b>   | Smart dentin replasman                 |
| <b>SFRC</b>  | Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit |
| <b>°</b>     | Derece                                 |

## RESİMLER

|                                                                                                         |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Resim 1 : GC - EQUIA FORTE HT FİL - RMCIS .....                                                         | 27 |
| Resim 2: G-ÆNİAL UNİVERSAL INJECTABLE .....                                                             | 27 |
| Resim 3: SMART DENTİN REPLACEMENT (SDR) .....                                                           | 28 |
| Resim 4: CEM.....                                                                                       | 29 |
| Resim 5: Gc EverX Flow .....                                                                            | 29 |
| Resim 6 : Kanal Dolumu Ve Guta Perkalar Kesilmiş Hali .....                                             | 30 |
| Resim 7: Koronal 2 Mm'si Dışarıda Kalacak Şekilde Akrilik Rezine Gömülü Dişler .....                    | 32 |
| Resim 8: Küresel Uçlu Yükleme Segmenti Her Bir Numunenin Kanal Açıklığının Ortasına Hizalanmıştır. .... | 33 |
| Resim 9: Dişin Kırılmış Görüntüsü.....                                                                  | 33 |

## TABLÖLAR

|                                                   |    |
|---------------------------------------------------|----|
| Tablo 1: Grupların kırılma kuvvetleri.....        | 34 |
| Tablo 2: Gruplar arası çoklu karşılaştırma.....   | 35 |
| Tablo 3: Grupların kırılma dayanımı tablosu ..... | 37 |



## ÖZET

# KANAL TEDAVİLİ MANDİBULAR PREMOLAR DİŞLERDE FARKLI INTRAORİFİCE BARIYERLERİN KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

İrfan YÜKSEKKAYA

Uzmanlık Tezi

Endodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Uğur AYDIN

Kasım 2024

Endodontik tedavi görmüş kökler, zayıflamış yapıları nedeniyle kırılmaya daha yatkındır. Kanal giriş kavitesi hazırlığı, kök kanal enstrümantasyonu, irrigasyon, post boşluğu hazırlığı ve obturasyonu içeren endodontik tedavi prosedürleri olası kırılmalara için predispozan faktörler olarak kabul edilebilir. Kanal ağzının bariyerlerle kök güçlendirmesi, endodontik tedaviden sonra kök kırılma oranını azaltabilir. Bu çalışmanın amacı kanal tedavili mandibular premolar dişlerde farklı intraorifice bariyerlerin kırılma direncine etkisine bakmaktır. Kanal tedavisi yapılmış 65 mandibular premolar diş kökü her biri 13 er adetlik 5 gruba ayrılmıştır. Tüm dişler 30/0.4 açılı kanal eğesi ile genişletilip lateral kondensasyon yöntemi ile doldurulmuştur. Universal test cihazı ile köklere, kırılana dek dikey kuvvet uygulandı ve değerler kaydedildi. Tek yönlü varyans analizine göre gruplar arasında anlamlı farklılıkların olduğu tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Test edilen gruplar arasında ortalama en yüksek kırılma dayanımı değeri ( $759,92 \pm 177,862$ ) Gc EverX flow'lu dişlerde olduğu gözlemlendi. Gc EverX flow'un ardından en yüksek kırılma dayanımı akışkan kompozitli ( $741,23 \pm 163,42$ ) grupta gözlemlendi. En düşük ortalama kırılma dayanımı ( $519,6 \pm 60,21$ ) kontrol grubunda gözlemlendi. Kontrol grubundan sonra en düşük ortalama kırılma dayanımı ( $539,23 \pm 107,64$ ) CEM grubunda gözlemlendi. Normal dağılılan değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve LSD testleri yapılan istatistik sonucunda gruplardan elde edilen kırılma dayanımları arasında anlamlı fark bulundu ( $p=0,001$ ). Sonuç olarak kanal ağız bariyerleri kırılma dayanımını arttırmaktadır. Gc ever x , akışkan kompozit ve rmcis anlamlı derecede kırılma dayanımını arttırmıştır.

**Anahtar kelimeler:** intraorifice bariyer, kırılma dayanımı , mandibular premolar kök, vertikal kök kırığı

## **SUMMARY**

### **THE EFFECT OF DIFFERENT INTRA-ORIENTED BARRIERS ON FRACTURE RESISTANCE IN ROOT CANAL TREATED MANDIBULAR PREMOLARS**

**İrfan YÜKSEKKAYA**

**Specialization Thesis**

**Department of Endodontics**

**Thesis Advisor: Prof. Dr. Uğur AYDIN**

**November 2024**

Endodontically treated roots are more prone to fracture due to their weakened structure. Endodontic treatment procedures including canal entry cavity preparation, root canal instrumentation, irrigation, post cavity preparation and obturation can be considered as predisposing factors for possible fractures. Root reinforcement of the canal orifice with barriers may reduce the rate of root fracture after endodontic treatment. The aim of this study was to investigate the effect of different intraorifice barriers on fracture resistance in root canal treated mandibular premolars. The roots of 65 root canal-treated mandibular premolars were divided into 5 groups of 13 teeth each. All teeth were expanded with a 30/0.4 angle canal file and filled by lateral condensation method. A vertical force was applied to the roots with a universal testing machine until fracture and the values were recorded. According to one-way analysis of variance, significant differences were found between the groups ( $p < 0.05$ ). Among the tested groups, the highest mean fracture strength value ( $759.92 \pm 177.862$ ) was observed in the teeth with gc EverX flow. After gc EverX flow, the highest fracture strength was observed in the group with fluid composite ( $741.23 \pm 163.42$ ). The lowest mean fracture strength ( $519.6 \pm 60.21$ ) was observed in the control group. After the control group, the lowest mean fracture strength ( $539.23 \pm 107.64$ ) was observed in the CEM group. ANOVA and LSD tests were performed to compare the normally distributed variables in 6 groups and a significant difference was found between the fracture strengths obtained from the groups ( $p = 0.001$ ). As a result, channel mouth barriers increase the fracture strength. Gc ever x, fluid composite and rmcis significantly increased the fracture strength.

**Keywords:** Intraorifice barrier, fracture strength, mandibular premolar root, vertical root fracture

# 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin amacı, apikal periodontitisi tedavi etmek için kök kanallarındaki mikroorganizma ve ürünlerini en aza indirmektir. Bu kemomekanik debridman, şekillendirme ile kök kanal sistemlerinin tüm patolojik içeriğinin uzaklaştırılması ile sağlanabilir. Grossman'a göre(1), kök kanal tedavisinin en önemli parçası olarak mekanik temizlik olarak görülmüştür. Schilder (2), ayrıca temizleme ve şekillendirmeyi başarılı endodontik tedavinin temeli olarak kabul etmiştir. Groove (3) tarafından 1931 gibi bir tarihte önemli bir adım olarak tartışıldı ve apikal bölgenin eksiksiz enstrümantasyonunun uzun süredir temizleme ve şekillendirme sürecinde önemli bir bileşen olduğu kabul edildi.

Endodontik tedavi görmüş kökler, zayıflamış yapıları nedeniyle kırılmaya daha yatkındır. Kanal giriş kavitesi hazırlığı, kök kanal enstrümantasyonu, irrigasyon, post boşluğu hazırlığı ve obturasyonu içeren endodontik tedavi prosedürleri olası kırılmalara için predispozan faktörler olarak kabul edilebilir. Kanal ağzının bariyerlerle kök güçlendirmesi, endodontik tedaviden sonra kök kırılma oranını azaltabilir (4).

Bugüne kadar, birçok çalışma, düşük elastik modüllü (5, 6) kök dolgu malzemeleri ve endodontik obturasyon malzemelerinin radiküler dentine (7, 8) bağlanmasıyla intraradiküler güçlendirme stratejilerini test etmiştir. Bununla birlikte, mevcut haliyle, bu tekniklerin ve malzemelerin güçlendirme potansiyeli tatmin edici olmaktan uzak görünmektedir (9, 10).

Koronal mikrosızıntı, endodontik başarısızlıkta önemli bir faktördür (11). İntraorifice bariyer (IOB)'ler , endodontik tedavi görmüş dişlerde koronal sızıntıyı azaltmak için etkili bir alternatif yöntemdir. Bu prosedür, güta-perka ve patın koronal kısmının çıkarılmasından hemen sonra kanal açıklıklarına ek materyal yerleştirilmesini içerir (12).

Örneğin cavit, amalgam, ara restoratif materyal (IRM), Super-EBA, kompozit rezin, cam iyonomer siman ve mineral trioksit agregası (MTA) gibi materyaller kullanılmıştır (13, 14).

Ferk ve ark. simüle edilmiş bir koronal sızıntı modelinde MTA'nın polimikrobiyal mikrosızıntısının amalgamdan daha az olduğunu göstermiştir (15).

Güta-perka ve kapatıcı gibi geleneksel kök dolgu malzemeleri, bakteriyel mikrosızıntıya karşı minimum direnç sağlar (16, 17).

Boya/bakteriyel penetrasyon yöntemleri kullanılarak kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal (CEM) simanının sızdırmazlık özelliklerini kök uç dolgu malzemeleri olarak MTA ile karşılaştıran birçok çalışma; sonuçlar, MTA ve CEM siman gruplarının uygun apikal/koronal mühür oluşturduğunu göstermiştir (18-20).

Amalgam, geleneksel cam iyonomer siman (GIC), ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGIC), kompozit, Zirkonomer, gri ve beyaz MTA, Biodentine ve kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım siman gibi mikrosızıntıyı önlemek için IOB olarak çeşitli malzemeler kullanılmıştır (21-23).

Bizde bu çalışmamızda smart dentin replasman (SDR) ve CEM' in , IOB olarak kullanıldığında kırılma dayanımına etkisine baktık.



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Kanal tedavili dişlerde kırılma dayanımının önemi**

Endodontik tedavi görmüş kökler, zayıflamış yapıları nedeniyle kırılmaya daha yatkındır. Kanal giriş kavitesi hazırlığı, kök kanal enstrümantasyonu, irrigasyon, post boşluğu hazırlığı ve obturasyonu içeren endodontik tedavi prosedürleri olası kırılmalara için predispozan faktörler olarak kabul edilebilir. Kanal ağzının bariyerlerle kök güçlendirmesi, endodontik tedaviden sonra kök kırılma oranını azaltabilir (4).

Bugüne kadar, birçok çalışma, düşük elastik modüllü (5, 6) kök dolgu malzemeleri ve endodontik obturasyon malzemelerinin radiküler dentine (7, 8) bağlanmasıyla intraradiküler güçlendirme stratejilerini test etmiştir. Bununla birlikte, mevcut haliyle, bu tekniklerin ve malzemelerin güçlendirme potansiyeli tatmin edici olmaktan uzak görünmektedir (9, 10).

#### **2.1.1. Kırılma dayanımını arttıran faktörler**

Kök kanal tedavisi yapılan dişlerde yeterli düzeyde koronal restorasyon yapılması kırılma riskini azaltır (24) ve kanal tedavisinin başarılı olmasını sağlar (25).

Fiber ile güçlendirilmiş rezinler, diğerleri ile karşılaştırıldıklarında, daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedirler. (26).

Cam iyonomerlerin, basınca maruz kaldığı durumlarda ve su absorpsiyonuna bağlı gelişen hem yüzey şeffaflığını kaybı hem de yapısının zayıflayarak kırılmalara neden olacağı bilinmektedir. Resin içerdiklerinden dolayı resin modifiye cam iyonomerler nemden daha az etkilenmektedir (27).

### **2.2. Kanal tedavili dişlerde kırılma dayanımını arttırmak için yapılacak uygulamalar**

Yapılan çalışmalarda, post-core materyalinin, kırılma direnci ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (27).

Toksavul ve arkadaşları kompozit resin kor ile restore edilen zirkonya postların daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur (28).

Daha güncel bir alternatif olan endokuron restorasyonlar, geleneksel restorasyonlardan daha iyi performans göstermektedir (29). Endokuronların okluzal kısmı, kalınlığa bağlı olarak yüksek kırılma direnci sergiler (30).

### **2.2.1. Restoratif materyal seçimi**

Kök kanal tedavili dişlerin, koronal restorasyonu için kullanılan materyal prognozu etkileyen en önemli faktörlerden biridir (11, 31).

Koronal restorasyonlar, kök kanal tedavisinin ömrünü uzatmak ve dişin çiğneme kuvvetlerine karşı direncini arttırmak için ilk ortograd bariyerlerdir (32, 33).

Kullanılan dolgunun kalitesi, kullanılan malzemenin özelliklerine, restoratif tekniğe, doktorun becerisine ve çevre dokuların sağlığına bağlıdır. Kullanılan restoratif materyallerde aranan özellikler; basınç kuvvetlerine karşı dayanıklılık, estetik sonuçlar, dişin dayanımının artırılması ve biyouyumluluktur. Geçmişte amalgam diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir malzemeydi; Diş dokusunun geri kalanına kimyasal olarak bağlanmaması, renk değişikliğine neden olması ve civa toksik olması nedeniyle artık daha az tercih edilmektedir (34, 35).

Amalgam iyi koronal sızdırmazlık sağlayan, ekonomik bir materyal olmakla beraber kısıtlı kullanım alanına sahiptir (36). Onlay olarak uygulandığında tam krondan daha konservatiftir. İyi yapılmış bir tüberkül kaplama biyomekanik streslere karşı dişi koruduğu bilinmektedir (37).

Kompozit rezin bazlı materyaller, teknolojik ilerlemelerle büyük ölçüde geliştirilen mükemmel estetik özellikleri, dentin ve mine adezivleri ile güçlü bağları ve klinik ortamlarda kullanım kolaylıkları nedeniyle klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (38, 39). Malzemenin önemli bir dezavantajı olan polimerizasyon büzülmesi yeni nesil kompozitlerde önemli ölçüde azaltılmış olsa da klinik başarıyı olumsuz etkilediği bilinmektedir (40, 41). Mezial ve distal duvar kaybı olan dişlerin endodontik tedavisi sonrasında dişin kompresyon kuvvetlerine karşı direnci azalır (42). Zamanla bu dişlerde, onarılamayan aşırı kron hasarı gelişebilir ve bukkal veya lingual duvarının kırılmasıyla karakterize edilir. Bu komplikasyonun önüne geçebilmek için madde kaybının fazla olduğu kök kanal dişlerinde örgü fiber restorasyonların desteklenmesi fikri ortaya atılmış ve başarılı sonuçlar rapor edilmiştir (42, 43).

Marjinal sırtlarda ve insizal kenarda gerçekleşen büyük diş dokusu kayıplarında ise tutuculuk ve kırılmaya karşı direncin sağlanması için post yerleştirilmesi gerekir (44, 45).

Aşırı madde kayıplı endodontik tedavili dişlerde koronal restorasyonun dayanıklı ve biyouyumlu olması gerekir. Bu dişlerde koronal restorasyonu yapmak için kök dokusundan destek almak gerekebilir. Çeşitli materyallerden yapılmış, kök kanalın içerisine konulan post adı verilen restoratif materyalleridir (46, 47).

Paslanmaz çelikten yapılan postlar, kırılma ve bükülme kuvvetlerine dayanıklı olmasına rağmen, korozyona uğrayabilirler. Bu da postun tutuculuğunun azalmasına ve zayıflamasına sebep olabilir (48, 49).

Karbon fiberle güçlendirilmiş postların çekme ve esneme dayanımları iyidir, korozyon göstermezler, biyouyumludurlar ve rezin ile bağlantı sorunu görülmez (50). Fakat karbon fiber postlar koyu renklerinden dolayı tam seramik restorasyonların altında estetik problemlere neden olabilir (51).

Karbon fiberlerdeki estetik sorunlardan dolayı, beyaz veya translusent renkte olan cam fiber ile güçlendirilmiş postlar kullanılmaya başlanmıştır. Elastik modülleri düşük ve dentine benzerdir (52).

### **2.2.2. Kullanma teknikleri**

Ön dişte marjinal sırt ,singulum ve insizal kenarı dayanıklıysa ve minik giriş kavitesi açılıp tedavisi yapılmışsa kuru kompozit rezinle restore etmek yeterli bulunmuştur (45, 53).

Posterior dişlerde ise, koronal diş dokusunun çoğu kaybedilmedikçe pulpa odası ve kanallar kor retansiyonu için yeterli görülmektedir (54). Bilhassa kalan diş dokusundan fazlasıyla yararlanılmışsa, büyük bir alan boyunca adezyon sağlayan kompozit rezin kullanıldığında retansiyon için post kullanılması faydasızdır (55). Fakat kalan doku miktarı çok az ve çatlak ihtimali fazla ise post uygulanması gereklidir (56, 57).

Marjinal sırt ile insizal kenarlarda görülen fazla diş doku kayıplarında ise tutuculuk ve fraktüre karşı dayanımın artırılması için post uygulanması gerekir (44, 45). Koronal restorasyonun dayanıklılığını artırmak için kavitede kullanılan örgü fiberin konumu, kullanılan işlemin performansını etkileyebilir (43). Oskoe ve ark., örgü fiberi okluzal üçlüye yerleştirip bukkal ve palatinal tüberküllerin örtünmesinin, orta üçlü veya gingival üçlüye

konulmasına kıyasla dişlerde kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede artırdığını söylemişlerdir (43).

Kalan dokulardan bilhassa tüberkül tepelerinde desteksiz mine kalmış veya uzunluk genişlik oranı 1:1'den fazla ise aşındırma yapılarak kaplanması diş dokularının dayanımını artırır (58).

Elayouti ve arkadaşları, çekilmiş premolar dişlere tüberkül kaplama uygulamışlar, tüberkül kaplama uygulanan dişlerin uygulanmayanlara göre daha dayanıklı oldukları bildirmişlerdir (59). Yine başka bir araştırmada çekilmiş premolar dişlerine MOD kavite açılmış , kompozit restorasyon ile tüberkül kaplaması yapılmış dişlerde yapılmayanlara göre dişlerin dayanımı daha yüksek bulunmuştur (60).

Posterior dişler için farklı teknik ve sistemler vardır. Direk veya indirek olarak uygulanan rezin kompozit, seramik, malzemeleri metalik olmayan, diş rengindeki restoratif tedavilerin en iyi alternatiflerindendir. İndirek restorasyonlar inley ,onley ve overleylerdir. İnleylerde tüberkül kaplama yapılmazken, onley de en az bir, overleylerde ise tüm tüberküller kaplanır (61, 62).

Kompozit inley ve onley restorasyonlar rezin bir matris ve farklı tipteki dolgu malzemelerinde yapılmıştır (63). Seramik malzemeler basınç kuvvetlerine dayanıklıdır, ancak çekme gerilmelerine karşı hassastır ve kompozit malzemelerden daha fazla kırılma eğilimindedir (64, 65).

Ağ örgülü fiberler çoğunlukla polietilen veya cam fiberden kaynak almıştır. Fiberler çeşitli kaviterde veya kompozit restorasyon materyalinin farklı bölgelerine konularak dişin kırılma direncini artırmak için kullanılmaktadır ve post yapımında, periodontal splint gibi farklı birimlerde kullanılmaktadır (66).

Şengün ve ark. mandibular premolar dişlere mod kavite preperasyonu yaptıkları dişlerin bir gurubuna kompozit dolgu kullanmış bir gruba ise bukko-lingual yönde şerit fiber örgü ağı uygulamış, istatikselsel olarak aralarında kırılma direnci açısından anlamlı bir fark görememişlerdir (42). Oskoe ve ark. yine premolar dişlerin tüberkül kaplama preperasyonundan sonra örgü fiberi, okluzal orta ve gingival üçlüye yerleştirmiş ve dişlerin kırılma dayanımlarını değerlendirmiştir (43).

Okluzalden uygulanmış dişlerin kırılma dayanımının en yüksek olduğunu sırasıyla orta ve gingival bölgeye doğru düştüğünü gözlemlemişlerdir. Ayrıca yapılan başka bir çalışmada okluzale, bukko-lingual olarak konulan fiber örgü ağın dişin kırılmalara karşı dayanımını büyük miktarda arttırdığı tespit edilmiştir (67).

Polietilen ve cam fiberler gibi fiberler uygulandığında, kompozit rezinlerde stres giderici olarak değil ayrıca flexural modülünde ve kırılma dayanımında artış ortaya çıkar (68).

Yakın dönemde baryum cam dolgulu kısa cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit malzeme fiberle güçlendirilmiş rezin, farklı ticari markalar ile piyasa sürülmüştür (GC EverX Posterior, Dentsply SDR). Firmalar kısa fiber kompozitin, post-endodontik restorasyonun başarısızlığının ana nedenlerinden olan çatlağın oluşumunu engelleyerek restorasyonun dayanıklılığını arttırdığını öne sürmüşlerdir (69).

Başka bir çalışmaya göre, molar dişlere MOD kavite açıldıktan sonra gruplara kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit, ağ örgülü fiber ve kompozit, direkt kompozit restorasyonu uygulanmış, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit yapılmış dişlerde kırılma dayanımı anlamlı seviyede yüksek çıktığı görülmüştür (70).

Kanal içi post olarak endokronlar, koru ve kuru, tek bileşende toplanırlar (71). Bu sebepten monoblok restorasyon olarak adlandırılırlar. Kanal içi postlardan farklı olarak endokron restorasyonlar, pulpa odasının iç kısmına ve kavite duvarlarına tutunur, böylece pulpanın duvarlarına adapte olarak makro tutunum sağlarken adeziv simantasyonla mikro-mekanik tutuş sağlar (72, 73).

Endokronu geleneksel fiber-post restorasyona alternatif olacak değerlendirmek gerektiği söylenmiştir. Gou ve ark. nın çalışmasında, mandibular premolar dişlerin bir kısmına post ve kron, bir kısmına ise endokron uygulanmış, kırılma dirençlerinin istatistiksel olarak yakın olduğu sonucuna varılmıştır (74). Başka bir araştırmada ise endokron ve fiberle güçlendirilmiş post ile restore edilmiş dişlere çiğneme simülasyonu uygulanmış, post uygulanmış dişlere göre endokronların başarısızlığa karşı daha dirençli oldukları ortaya çıkmıştır (75).

### **2.3. Kanal ağzı bariyerlerin koronal restorasyonda önemi**

IOB'nin amacı, mikrosızıntıyı ve müteakip endodontik başarısızlığı önlemek için mikroorganizmalara ve bunların yan ürünlerine karşı bir sızdırmazlık sağlamaktır. IOB'nin mikrosızıntı, periapikal iyileşme, kırılma direnci ve push-out bağ kuvveti üzerindeki olumlu etkileri literatürde geniş çapta belgelenmiştir (76, 77).

Roghanizad ve Jones yaptıkları bir çalışmada ,

- 1- 3 mm kalınlığının IOB materyali için ideal olduğunu ve kök kanal ağızdan 3 mm güta-perkanın çıkartılıp oluşan boşluğa kolaylıkla bir materyal konulabileceğini,
- 2- IOB materyalinin 3 mm kalınlıkta uygulanmanın iki avantaj getirdiğini; a) Restoratif materyalin bu derinlikte yeterli örtücülük sağladığını, b) Kök kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde materyalin kanal ağızlarından rahatlıkla çıkabileceğini,
- 3- Kanala konulan 3 mm kalınlıktaki materyalin daimi restorasyonun kalınlığını etkilemeyeceğini,
- 4- Bu bölgelerde ki çiğneme kuvvetinin restoratif materyali etkilemeyeceğini,
- 5- Materyallerin kanal içerisine konulmasından sebeple estetik sorunla karşılaşılmayacağı,
- 6- Yöntemin hızlı ve kolay olduğu, ayrıntı gerektirmediğinden dolayı basit aletlerle yapılabileceğini ve ilave randevu gerektirmeyen bir metod olduğu söylenmiştir (12).

Nagas ve ark. , kanal ağızına IOB materyali olarak 3 mm derinlikte RMCIS veya fiberle güçlendirilmiş kompozit uyguladığında dişlerin kırılma dayanımının arttığını bildirmişlerdir (4). Bundan dolayı rezin içerikli materyaller IOB materyali olarak kullanıldığında endodontik tedavili dişlerin kırılmasını azalabilir. Bunun sonucunda ise kök kanal tedavisinden sonra post boşluğunun hazırlanması veya kanal pinlerinin kök kanalı içerisine yerleştirilmesinde oluşan komplikasyonların daha az görülebileceğini söylemişlerdir (78).

Sonuçta, endodontik tedavinin başarısı için kök kanal tedavisini takiben daimi restorasyonun hemen yapılması gerekir. Fakat daimi restorasyon hemen yapılamadığında kök kanal tedavisinden sonra geçici restoratif materyallerin tek başına bakteriyel sızıntıyı önlemedeki yetersizlikleri IOB materyaller uygulanarak giderilebileceği bildirilmiştir (78).

### **2.3.1. İntra-orifice bariyer olarak kullanılan materyaller**

#### **2.3.1.1. Resin modifiye cam iyonomer siman**

Geleneksel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini arttırmak için simana rezin eklenerek RMCIS üretilmiştir. Bunların uzamış çalışma süresi ve artmış yüzey sertliği gibi avantajları vardır. RMCIS, iyon salabilen ışığa duyarlı (fotosensitif) cam tozu ve fotoinitiyator içeren ve temeli poliakrilik asit olan sıvı olmak üzere iki komponentten oluşur. RMCIS'in ilk reaksiyonu asit-baz reaksiyonu, ikincil reaksiyon fotokimyasal polimerizasyondur (79) . RMCIS' biyoyumlu, kimyasal olarak tutunan ve flor salabilen hidrofilik, kısmen estetik, rahat

uygulanabilen ve ağız dokularında az miktarda çözünen bir materyal olduğu söylenmiştir (80, 81).

Kompozisyonlarının detayları değişiklik gösterse de, rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler genellikle hem mine hem de dentin ile güçlü bağlar oluşturabilir (82) ve ayrıca florür (82, 83) salabilir. Na, Ca, Sr, Al, P ve Si gibi diğer iyonlar da salınır (84).

Rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler, klinik diş hekimliğinde bir dizi özel uygulama için geliştirilmiştir. Orijinal olarak liner/baz malzemeleri (85) olarak formüle edilen yeni rezin modifiyeli cam iyonomerler, kor yapımı ve yapıştırma için kendi başlarına restoratif malzemeler olarak kullanılabilirler (86).

Sınıf V restorasyonlar gibi belirli kullanımlara yönelik klinik raporlar, bunların hem estetik hem de dayanıklılık açısından iyi sonuçlar veren güvenilir malzemeler olduğunu göstermiştir (87).

Pediyatrik diş hekimliğinde özel kullanım bulmuşlardır (81, 88) , burada başarıları öyle olmuştur ki çocukların dişlerinin tüm onarımlarında amalgam yerine kullanılmalarını tavsiye edenler olmuştur (89).

Bu tür materyaller, süt dişlerinde, kalıcı dişlerde geçici restorasyonlarda, kalıcı dişlerde uzun süreli gerilimsiz restorasyonlarda ve “atravmatik restoratif teknikte” (ART) belirli kullanımlar için idealdir. ART, modern diş hekimliğinin avantajlarından yoksun olan hasta popülasyonları için uluslararası düzeyde büyük ilgi görmüştür (90).

Biyouyumluluk, vücutta kullanılmak üzere tasarlanmış herhangi bir malzemenin önemli bir özelliğidir. Terim, "belirli bir uygulamada uygun bir ana bilgisayar yanıtı ile gerçekleştirme yeteneği" olarak tanımlanır (91). Bu tanım, biyoişlevsellikten biridir (92) ve tek bir özellik değil, dokuların yapay malzeme ile etkileşiminden ortaya çıkan süreçlerin bir toplamıdır (86).

Tüm ürünlerin eğilme/çekme mukavemeti ve sertlik dayanımı geleneksel CIS'lerden önemli ölçüde daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (93-95).

### **2.3.1.2. Fiber destekli kompozit**

Son yıllarda, endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin restorasyonu için diş hekimliği mesleğine dökme veya prefabrike metal postlara bir alternatif sağlamak amacıyla çeşitli fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin postları piyasaya sürülmüştür, çünkü bu fiber postların elastik

modülleri daha yakındır. Dentininkine metal postlarından daha yakındır (48). Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin postlarla restore edilen pulpasız kesici dişlerin mekanik mukavemeti üzerine yapılan birçok çalışma, diğer post türlerine kıyasla daha düşük kök kırığı insidansı göstermiştir (96, 97).

Günümüzde fiber ile güçlendirilmiş, diş hekimliğinde tercih edilen önemli bir malzeme haline gelmiştir. 2013 yılında, dentinin stres emici özelliklerini taklit etmek amacıyla kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit (SFRC) (EverX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sunuldu. SFRC malzemesi, hayati ve hayati olmayan dişlerin restorasyonu için yüksek stres taşıyan alanlarda toplu taban olarak kullanılmak üzere tasarlanmıştır (98).

Fiber ile güçlendirme kullanımının arkasındaki mantık, kısmen yapısal olarak zarar görmüş dişi dahili olarak güçlendirmek ve kısmen de kırılmaların oluşmasını önlemektir. Lif takviyesinin etkinliği, kullanılan rezinler, liflerin uzunluğu, liflerin oryantasyonu, liflerin konumu, liflerin polimer matrise yapışması ve liflerin emprenye edilmesi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (99).

Fiber dolgu maddelerinin takviye edici etkisi, polimer matrisinden fiberlere gerilim aktarımına dayanır. Bununla birlikte, tek tek lifler aynı zamanda çatlak durdurucu görevi de görür. Polimer matristen liflere gerilim transferi esastır. Bu, ancak liflerin uzunluğu kritik lif uzunluğuna eşit veya bundan daha büyükse mümkündür. Bis-GMA polimer matrisli E-camın kritik fiber uzunlukları 0,5 ile 1,6 mm arasında değişmektedir (99).

Optik fiberler, toplam iç yansıma ile ışığı çekirdekte tutmak için daha az bir kırılma indeksine sahip şeffaf kaplama malzemesi ile kaplanmış şeffaf bir çekirdeğe sahiptir. Fiberlerin optik özelliklerini kullanan diş hekimliği uygulamaları kök kanal tedavili dişlerin restorasyonlarında bulunabilir (100, 101).

Polimerizasyon ışığını post içinden ileten ve kompozit rezin yapıştırma simanında ışıkla başlatılan polimerizasyonun oluşmasını sağlayan bazı prefabrike FRC kök kanal postları mevcuttur (102, 103).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılması öncelikle diş yapısının kaybının bir sonucudur. Özellikle geniş kavite tasarımı ile erişim kavitesi kombinasyonu ek zayıflamaya neden olabilir (104, 105).

EverX posterior (GC Corporation, Tokyo, Japonya), dentin replasmanı olarak kullanılmak üzere tasarlanmış güncel bir fiberle güçlendirilmiş kompozittir. Üretici, EverX posterior'un kısa

lifli yapısının, kompozit başarısızlıklarının ana nedeni olarak kabul edilen dolgu yoluyla çatlak oluşumunu önleyerek büyük boşluklardaki restorasyonları güçlendirdiğini iddia etmektedir. Polietilen fiber ile ilgili daha önce çalışmalar yapılmıştır (42, 67, 106), ancak EverX posterior, kök dolgulu dişlerin koronal yapısını güçlendirme kapasitesi henüz çalışılmamış yeni bir materyaldir.

### **2.3.1.3. Smart dentin replasman (SDR)**

Azaltılmış polimerizasyon büzülmesi ve stres birikimi ile daha büyük kalınlıklarında (4 mm'ye kadar) uygulanabilen yeni rezin kompozitler geliştirilmiştir. Bu tür bir malzeme olan SDR, düşük elastiklik modülü ve yüksek sertleşme derinliğine sahip yeni bir akıcı toplu dolgu kompozitidir. SDR ile restore edilmiş endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini inceleyen araştırmalar, geleneksel rezin kompozite göre daha olumlu sonuçlar (107, 108) bildirmiştir.

SDR, flor ve röntgen kontrastı (2,2 mmAL, emaye -2,0 mmAl ve dentin 1,0 mmAl ile karşılaştırıldığında) içeren tek bileşenli bir malzeme olan azaltılmış çekme geriliminin bir bileşimidir (109).

Tipik bir akıcı kompozit malzemenin birçok özelliğini ortaya çıkarır, ancak mine-dentin bağlantısına kadar minimum polimerizasyon stresıyla aynı anda 4 mm'lik katmanlara yerleştirilebilir (110, 111).

Temas noktaları, SDR kompozit (Vit ölçeğinde B1'e benzeyen tek bir universal renkte mevcuttur) kullanılarak ve yüzey tabakası, universal bir dolgu kompozit kullanılarak restore edilebilir. Mine tabakasını restore etmek için SDR'yi herhangi bir birleştirme sistemi ve herhangi bir kompozit ile kullanmak mümkündür (112, 113).

Roggendorf ve ark., 4 mm katmanlı SDR'nin dentine ve geleneksel kompozit rezinin 2 mm kısmına dahili adaptasyonunun yaklaşık olduğunu doğrulamıştır (109).

Polimerizasyon stresi, nano- ve mikrohibrit kompozitlere kıyasla bile daha düşüktür (114). Öte yandan yaptığı çalışmalarda SDR'nin düşük polimerizasyon stresine ve 4 mm'lik tabakanın tamamında etkili sertleşmeye sahip olduğu ve perigingival bölgede kırılma ve çatlama karşı dirençli olduğu gözlenmiştir (113).

Ek olarak olumlu etkiler olarak, akışkan linerlerin hassasiyeti azalttığı ve akışkanlıkları nedeniyle kaviteyi restoratif kompozitlerden daha iyi ıslattığı, dolayısıyla restorasyon ve diş

yapısı arayüzünde daha az boşlukla dentin yüzeyine sadece bağlayıcı madde ve rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında daha iyi uyum sağladığı düşünülmektedir. (115).

#### **2.3.1.4. Kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal**

CEM simanı adlı yeni bir endodontik siman, 2006 yılında diş hekimliğine endodontik dolgu malzemesi olarak tanıtıldı (18). Bu biyomateryalin akış, film kalınlığı ve ilk donma süresi gibi fiziksel özellikleri uygundur (116).

Son zamanlarda, uygun kullanım özellikleri ve sertleşme süresi ile su bazlı bir siman olan yeni bir endodontik siman, CEM (BioniqueDent, Tehran, İran) piyasaya sürülmüştür (116, 117).

CEM simanı çeşitli kalsiyum bileşiklerinden oluşur; tozun ana bileşenleri ağırlıkça %51,75 CaO, ağırlıkça %9,53 SO<sub>3</sub>, ağırlıkça %8,49 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> ve ağırlıkça %6,32 SiO<sub>2</sub>'dir ve küçük bileşenler Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> > Na<sub>2</sub>O > MgO > Cl'dir (117).

CEM tozu ve sıvının karıştırılması, biyoaktif kalsiyum ve fosfatla zenginleştirilmiş bir malzeme oluşturur, bu da daha sonra normal salin solüsyonunda bile ayarlanan CEM üzerinde hidroksiapatit oluşumuna neden olur (118). Ek olarak, MTA'dan farklı olarak, sabitlenmiş CEM simanının yüzey özelliklerinin yanı sıra kalsiyum, fosfor ve oksijen iyonlarının dağılım modeli dentine benzer (117).

Son zamanlarda kullanılmaya başlanan kök ucu dolgu malzemelerinden biri de CEM simanıdır. Ağırlıklı olarak kalsiyum bileşiklerinden oluşur (116). Bu malzemenin fiziksel ve kimyasal özellikleri (116) ve ayrıca bileşim ve yüzey özellikleri (119) dahil olmak üzere özelliklerini araştırmak için farklı çalışmalar yapılmıştır.

CEM simanı için bazı özellikler kanıtlanmıştır. MTA ile karşılaştırıldığında, CEM siman daha kısa hazırlama süresine sahiptir ve ayrıca film kalınlığı ve akışında önemli ölçüde üstün sonuçlara sahiptir (116).

Bahsedilen özelliklere ek olarak, bu malzemenin kabul edilebilir bir sızdırmazlık sağladığı gösterilmiştir; MTA'ya benzer ve IRM'den üstündür (120).

Asgary ve ark.'nın bulguları ayrıca, CEM simanının farklı MTA tipleri ile karşılaştırıldığında daha az ancak önemli olmayan mikrosızıntıya sahip olduğunu göstermiştir (18).

CEM simanı üzerinde yapılan çalışmalar, bu malzemenin baskın olarak kalsiyum bileşiklerinden oluştuğunu (116) ve alkaliniteyi destekleyen ve aynı zamanda mineralizasyon sürecine yol açan fosfor ve kalsiyum iyonlarını serbest bırakabildiğini göstermiştir. Hidroksiapatit oluşumunun, kalsiyum ve fosfor iyonlarının açığa çıkması arasındaki reaksiyonla sonuçlandığı gösterilmiştir (118). CEM simanının endojen ve eksojen fosfor kaynakları ile hidroksiapatit oluşturabildiği gösterilmiştir (118). CEM simanının klinik kullanımları MTA'ya benzer. Ayrıca, bu materyal kalsiyum hidroksit ile karşılaştırılabilir ve MTA veya Portland simanına göre (PC) daha iyi antibakteriyel etki gösterir (121). CEM'in biyouyumluluğu, sertleşme sırasında kalsiyum iyonlarını salma kabiliyeti ve ardından kalsiyumun fosfor ile hidroksiapatit kristallerinin bağlanmasıyla ilişkilendirilmiştir. Bu yeni biyomateryal, iyileşmeyi kolaylaştıran geçirgenliği değiştirmekten çok hücrel enzim aktivitesinde değişikliklere neden olur (116, 117). CEM simanının iyi sızdırmazlık özelliğinin kullanım özellikleri ve kimyasal özelliklerinden kaynaklandığı varsayılmıştır (120). Birincisi, CEM simanı iyi kullanım sağlar özellikler. CEM simanının hafif sertleşme genleşmesi de bu malzemenin kök ucu kavite duvarlarına çok daha iyi adaptasyonuna katkıda bulunur (116). Bu malzemedeki yüksek oranda küçük parçacıklar (0,5 - 2,5 µm), bu simanın iç çap aralığı 2 - 5 µm (122).

### **2.3.1.5 Akışkan kompozit**

Kompozit rezinler, fiziksel özelliklerini/kullanım özelliklerini takviye edici dolgu partiküllerinden ve viskozitesini rezin matrisinden alır. Direkt restoratif kompozit rezinlerin çoğu şu kategorilerden birine girer: hibrit, nano dolgulu, mikro dolgulu, paketlenabilir ve akıcı kompozitler (123).

Dolgu yükünü arttırmanın amacı fonksiyonel aşınmaya karşı direnci ve fiziksel özellikleri iyileştirmektir. Dolgu yüklemesindeki artışla viskozite artar. Direkt restoratif kompozitlerin çoğu, klinik durumlar için arzu edilen macun benzeri bir kıvama sahiptir, ancak kavite duvarı ile daha iyi uyum sağlamak için daha az viskoz bir kompozit rezine ihtiyaç vardır. Bu nedenle, 1996 sonlarında yeni bir “akıcı kompozit rezinler” sınıfı tanıtıldı (124).

Akıcı rezin bazlı kompozitler, konvansiyonel mini dolgulu hibritler için %50 - %70 (hacim) ile karşılaştırıldığında, doldurucu yükünün %37 - %53'e (hacim) düşürüldüğü geleneksel kompozitlerdir. Bu değiştirilmiş dolgu yüklemesi, bu malzemelerin viskozitesini değiştirir. Çoğu üretici, akışkan kompozitleri çok küçük çaplı iğnelerle kolay dağıtıma izin veren küçük

şırıngalarda paketler. Bu onları, başka türlü doldurulması zor olan küçük kavitelerde kullanımı için ideal hale getirir (125).

Dental rezin kompozitlerinin boyutsal stabilitesi, restorasyonun uzun ömürlülüğü ve işlevi için esastır. İnorganik dolgu partikülleri ile doldurulmuş dimetakrilat rezinlerinden oluşan diş kompozitleri, sertleştiklerinde hacimsel büzülmeyle maruz kalırlar. Bu büzülme, mine kırıklarına ek olarak kompozit/diş arayüzünde mekanik arızaya, bağın çözülmesine, mikrosızıntıya ve ikincil çürüklere neden olabilen karşılık gelen streslerle sonuçlanır (126, 127).

Daha yüksek akışkanlığa sahip rezin kompozit formülasyonları piyasaya sunulmuştur. Bu "akıcı" malzemeler, kompozit formülasyonda ya daha az dolgu maddesi yüküne ya da daha yüksek oranda seyreltici monomerlere sahiptir. Daha önce mevcut olan ürünlere göre daha yüksek akış, iç boşluk duvarına daha iyi uyum, daha kolay yerleştirme ve daha fazla esneklik sundukları iddia edilmektedir (128).

Diş hekimleri artık farklı klinik uygulamalar için en akışkan rezinden çok çeşitli viskozitelere sahip kompozitler arasından seçim yapabilir. Akışkan, mikro dolgulu ve hibrit kompozit formülasyonlardan yüksek viskoziteli paketlenabilir arka kompozitlere kadar. Her kategorinin belirli avantajları ve sınırlamaları vardır; üniversal hibrit kompozitler, rutin ön ve arka restorasyonlar için iyi malzeme özellikleri ile klinik performansın en iyi genel karışımını sağlar (129).

Düşük modüllü akıcı rezin kompozitler, klinik dentin bağlantısının iyileşmesi için etkileri olan potansiyel olarak radyopak "doldurulmuş adezivler" olarak tanımlanmıştır (130).

Bazı in vitro çalışmalar, akışkan kompozitlerin kullanımının restorasyon mikrosızıntısını ve boşlukların oluşumunu azalttığını göstermiş olsa da, (131, 132) diğer araştırmalar evrensel hibrit kompozitlere göre belirgin bir avantaj göstermemiştir (133, 134).

Dolgu içeriği ile mekanik özellikler arasında, özellikle esneklik modülü için bir korelasyon vardır: (135) dolgu içeriği ne kadar yüksekse, modül de o kadar yüksek ve deformasyona karşı direnç o kadar yüksektir. Tersine, dolgu maddesi içeriği ne kadar düşük olursa, polimerizasyon büzülmesi o kadar büyük ve deformasyona karşı direnç o kadar düşük olur. Ancak akıcı kompozitlerin kullanımı hiçbir çalışmada mikro sızıntıyı artırmamış, bazı çalışmalarda mikrosızıntıyı azaltmada olumlu etkileri olmuştur (131, 136).

## 2.4. Dişlerin kırılma dayanımının ölçülmesi için kullanılan yöntemler

Bir maddeye kuvvet uygulandığında gelişen ters yöndeki kuvvete tepki kuvveti denir, internal stres olarak isimlendirilir ve birimi megapaskal (MPa) olarak ölçülmüştür. Ağız içinde oluşan dinamik kuvvetlerdir; dişlere, restorasyonlara belirli kuvvet iletimi uygulanmaktadır. Kuvvetin şiddetine, yönüne göre, restorasyonların ömrü değişebilmektedir. Cisme uygulanan kuvvet sonrası görülen gerilim, kuvveti uygulama yönüne göre değişiklik göstermektedir. Gerilimin birim alan başına düşen kuvvete çekme (tensile) gerilimi denir. Homojen olmayan bazı materyaller için, sadece bir kuvvet veya birim genişlik başına bir kuvvet olarak söylenebilir. Maddeye aynı doğrultuda lakin zıt yönde kuvvet uygulanması sonrası ortaya çıkar (137).

Cismin bir parçası diğer parçanın üstünde hareketine mani olan kuvvete shear (makaslama) gerilimi denir. Materyale aynı doğrultuda ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasıyla kompresyon kuvveti ortaya çıkar. Isırma kuvveti, dişler ve restorasyonların üzerine yatay ve vertikal yönlerden etkilemektedir. Bu durum restorasyonlarda hasara sebebiyet vermektedir (138).

Kırılma dayanım testlerinin ölçümü sırasında yüklemenin hızı, açısı ve yükleme tipi kritiktir. Yükleme hızı, ağız içi kuvvetleri taklit etmelidir. Yüksek hız uygulanan restoratif materyallerde kuvvet dağılımı eşit olmayan gerilimlere sebep olur. Hız düşürüldüğünde ise çiğneme fonksiyonu tam olarak yerine getirilememektedir. Uygun yükleme hız aralığı 0,5- 2mm/dk dır (139).

Yükleme iki tiptir. Statik yükleme esnasında kuvvet 0 Newton (N)'dan başlar ve kırılma oluşana kadar kuvvet artırılır ve bu sayede maksimum kuvvet dayanımı ölçüle bilmektedir. Dinamik yükleme, tüberküllere kuvvet dişin uzun aksına paralel olacak şekilde, 30°- 45° açılarda veya dik açı yapacak şekilde iletilmesidir (140).

Cisimlerin kırılma dayanımı ölçümü için in vitro olarak universal test cihazlarıyla yapılmaktadır. Restorasyonların basınç dayanımı, bükülme, kesme, gerilme dayanımı universal test cihazıyla ölçülebilmektedir. Test cihazına konulan cisimlere belirli hızda ve ekseninde kuvvet uygulanmaktadır. Kuvvetler mm/dk olacak şekilde ayarlanmaktadır. Cisimlerin kırılma kuvvet test cihazında ölçülerek bilgisayarda N veya MPa olarak kayıt altına alınmaktadır (141).

Basınç dayanımı ölçümünde, cisimlere belli derecede kuvvet verilmektedir. Verilen kuvvet, örneğe paralel olmadığı vakit, materyalde eksantrik kuvvet nedeniyle örneklerde bükülme gerilimleri görülebilmektedir (142).

### 3. MALZEMELER VE YÖNTEMLER

**3.1. Örneklerin Seçimi :** Çalışmamızda Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onayı aldıktan sonra en geç 6 ay öncesine kadar ortodontik, gömülü, süpernümerer ve periodontal sebeplerle çekilen çürüksüz 65 adet insan alt premolar dişi kullanılmıştır. Çürük veya kök çatlakları olan, daha önceden endodontik tedavi görmüş, post veya kron uygulanmış, rezorbsiyonu olan ve lateral kanallara sahip olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Diş boyutlarını standardize etmek için 14 mm kök boyuna sahip dişler ve benzer bukko-lingual ve mezio-distal uzunlukta ki dişler seçildi. Dişler çekimi takiben 5 dk boyunca %5.25'lik NaOCl solüsyonu uygulanarak dezenfekte edilerek %0.9'luk serum fizyolojik çözeltisine konuldu. Örnek hazırlığı öncesinde diş yüzeylerindeki doku artıkları ve debris bir scalerlarla temizlendi.

**3.2. Numune hazırlama:** Dişlerin kron ve köklerinden aeratör ile (KaVo, Warthausen, Almanya) su soğutması altında bir elmas fissür frez (Azdent, Shenzen, Çin) yardımıyla mine sement sınırından uzun eksenlerine dik olacak şekilde ayrıldı. Dişler rastgele 5 gruba ayrıldı. Bu gruplar;

**GRUP 1: GC - EQUIA FORTE HT FİL - RMCIS :** Üretici tarafından Belirlenen sürede amalgamatörde aktive edildi, ardından kanal orifislerine yerleştirildi. Son olarak 20 saniye ışıkla polimerize edildi.



Resim 1 : GC - EQUIA FORTE HT FİL - RMCIS

**GRUP 2: G-ÆNİAL UNIVERSAL INJECTABLE :** Akışkan kompozit restorasyon öncesinde kök kanal orifisleri %37'lik fosforik asit ile 15-20 saniye pürüzlendirildi. Daha sonra yüzey su ile durulandı ve hava şıngası ile fazla su uzaklaştırıldı. Daha sonra mine ve dentine Adper Single bond 2(3M) adeziv uygulandı ve 10 saniye ışıkla polimerize edildi. Son olarak akıcı kompozit yerleştirildi ve 20 saniye ışıkla polimerize edildi.



Resim 2: G-ÆNİAL UNIVERSAL INJECTABLE

### GRUP 3: SMART DENTİN REPLACEMENT (SDR)

Restorasyon öncesinde kök kanal orifisleri %37'lik fosforik asit ile 15-20 saniye pürüzlendirildi. Daha sonra yüzey su ile durulandı ve hava şıngısı ile fazla su uzaklaştırıldı. Daha sonra mine ve dentine bond uygulandı ve 10 saniye ışıkla polimerize edildi. Son olarak SDR yerleştirildi ve 20 saniye ışıkla polimerize edildi.



Resim 3: SMART DENTİN REPLACEMENT (SDR)

### GRUP 4: KALSİYUMLA ZENGİNLEŞTİRİLMİŞ KARIŞIM (CEM) SİMANI

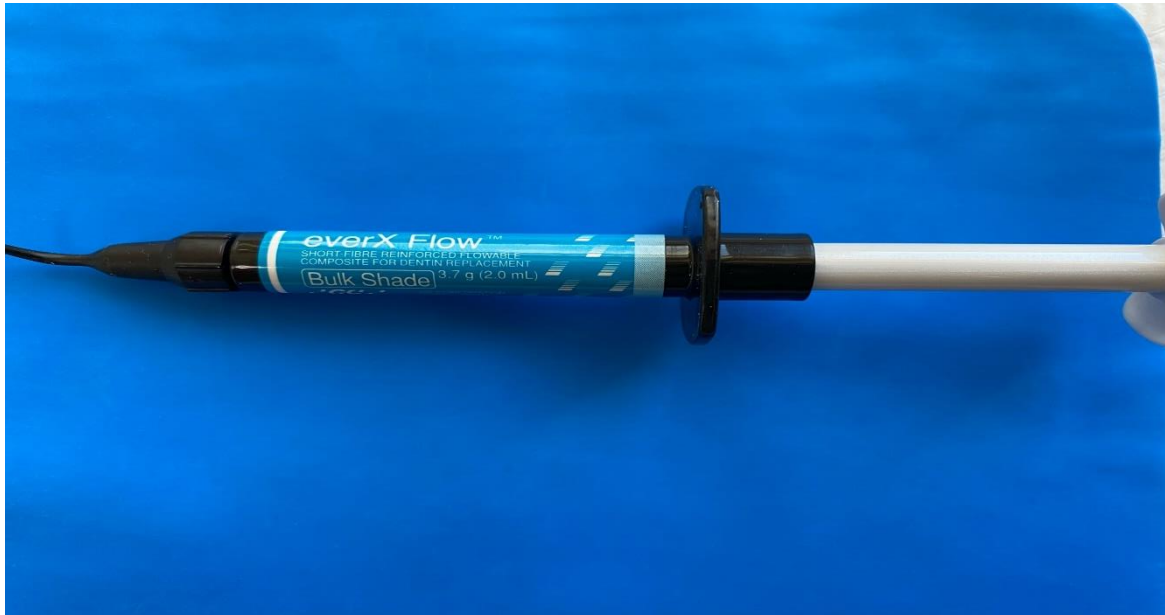
CEM simanı (Bioniquedent Co., Tehran, Iran) toz ve sıvı kısımlar üretici firmanın talimatına göre karıştırıldı. Toz, tüm toz parçacıklarının hidrasyonu için 15-30 saniye sıvı ile karıştırılıp ve malzemeyi koyu bir kıvama getirildi. CEM siman plastik bir alet kullanılarak yerleştirildi. CEM siman kütlesi, kuru bir pamuk topağının hafif hareketleri kullanılarak kavite duvarlarına uyarlandı. CEM siman yüzeyine nemlendirilmiş bir pamuk pelet yerleştirildi.



Resim 4: CEM

#### GRUP 5: GC EVERX FLOW

Restorasyon öncesinde kök kanal orifisleri %37 fosforik asit ile asitlendi ve Daha sonra yüzey su ile durulandı ve hava şırıngası ile fazla su uzaklaştırıldı. Bağlayıcı ajan (Single bond 2(3M) adeziv uygulandı ve 10 saniye ışıkla polimerize edildi. Son olarak Fiber ile güçlendirilmiş kompozit (Ever X Posterior, GC Dental) yerleştirildi ve 20 saniye ışıkla polimerize edildi.



Resim 5: Gc EverX Flow

### 3.3. Kanal Hazırlama :

Örneklerin endodontik tedavileri nikel titanyum döner alet sistemi Protaper Next (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, İngiltere) kullanılarak crown-down tekniğiyle preparasyon gerçekleştirildi. Kronu uzaklaştırılan dişlerin kanallarına 15 numara K tipi eğe ile rehber yol oluşturuldu. Kanal açıklığının var olduğu tespit edilen dişler 15 numaralı K tipi el eğesi apikal uçtan görülecek şekilde yerleştirildikten sonra eğenin boyu ölçüldü. Ölçülen boydan 0,5 mm kısa olacak şekilde kanal boyları belirlendi. Kanal boyu ölçülen her bir örnekte sırasıyla X1 (#17.04), X2 (#25.06) ve X3 (#30.04) numaralı eğeler kullanıldı. Her eğe arasında irrigasyon solüsyonu olarak 2 ml %5,25'lik NaOCl kullanıldı. Son irrigasyon solüsyonu olarak 2 ml %0.9'luk serum fizyolojik kullanıldı. Kanallar kağıt kon (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, İngiltere) ile kurulandıktan sonra AH + jet (AH 26; Dentsply Detrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ve %0.2 taper li standart guta perka larla lateral kondensasyon tekniği ile dolduruldu (Fotoğraf 6).

Kanal irrigasyon işlemi NaviTip sideport 31gauge (ga) yandan perforeli yıkama iğneleriyle (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) yapıldı.



Resim 6 : Kanal Dolumu Ve Guta Perkalar Kesilmiş Hali

### **3.4. Kök Kanallarının Final İrrigasyonu :**

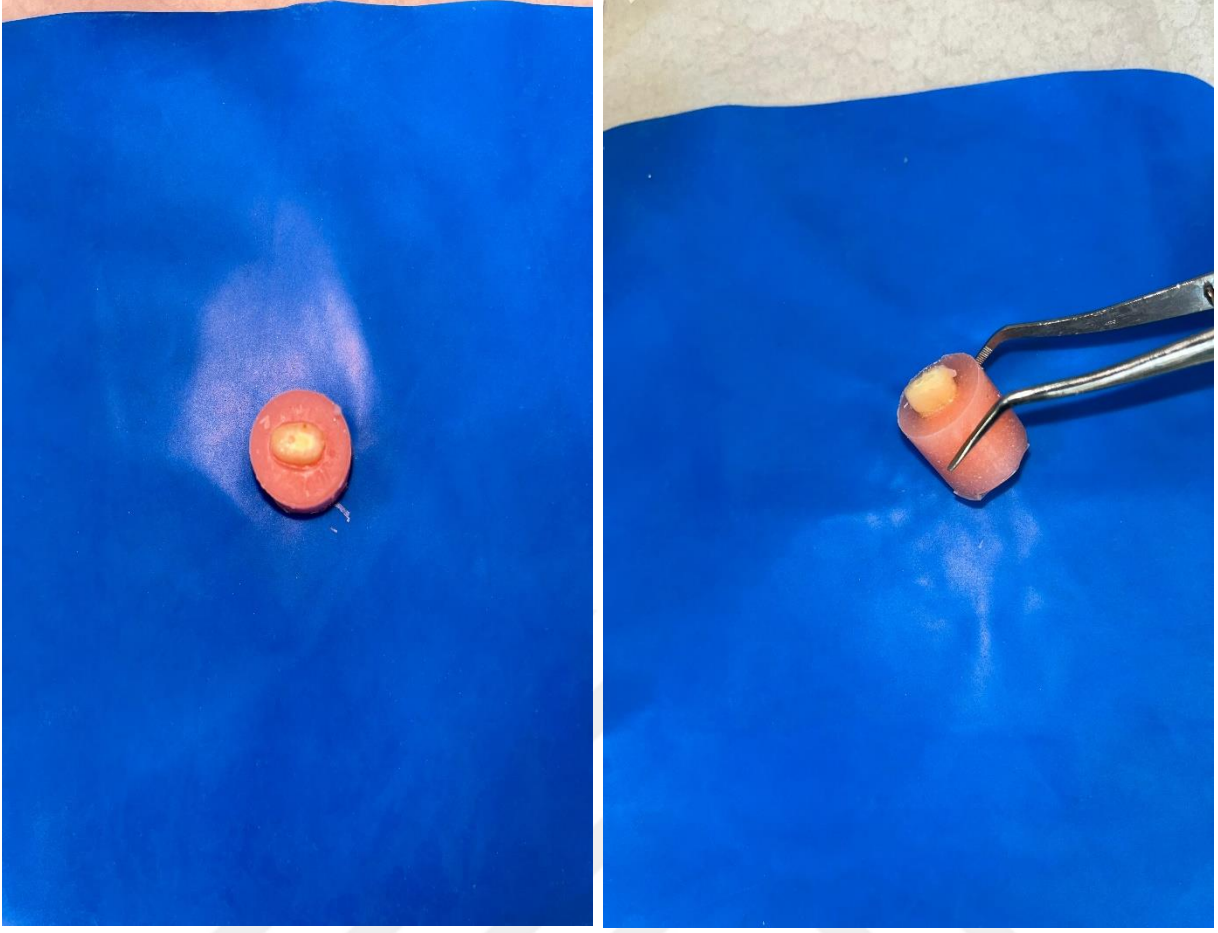
Kök kanallarının preparasyonunu takiben smear tabakasını uzaklaştırmak için kök kanalları 3ml %5'lik NaOCI sonra 3ml %15'lik EDTA (Wizard, Rehber Kimya San. Ve Tic. İstanbul, Türkiye) ile 1 dk, daha sonra 3 ml %5'lik NaOCI solüsyonu ile irrigasyon gerçekleştirildi. Son olarak solüsyonların etkinliklerini sonlandırmak amacıyla 10 ml distile su ile yıkanan kök kanalları steril kağıt konularla (Aceonedent, Geonggi-Do, Korea) kurulandı.

### **3.5. Orifis İçi Bariyerlerin Yerleştirilmesi :**

Tüm grup numunelerinin koronal 3 mm'lik kök dolguları, ısıtılmış parmak pluggerı yardımıyla çıkarıldı ve william'ın periodontal probu yardımıyla doğrulandı. Numuneler daha sonra 37°C'de 1 hafta boyunca %100 nemde saklandı. Doldurulmuş örnekler, kök kanal dolgularının üzerine konulan kanal ağzının bariyer materyaline göre gruplara ayrıldı.

### **3.6. Kırılma dayanımı**

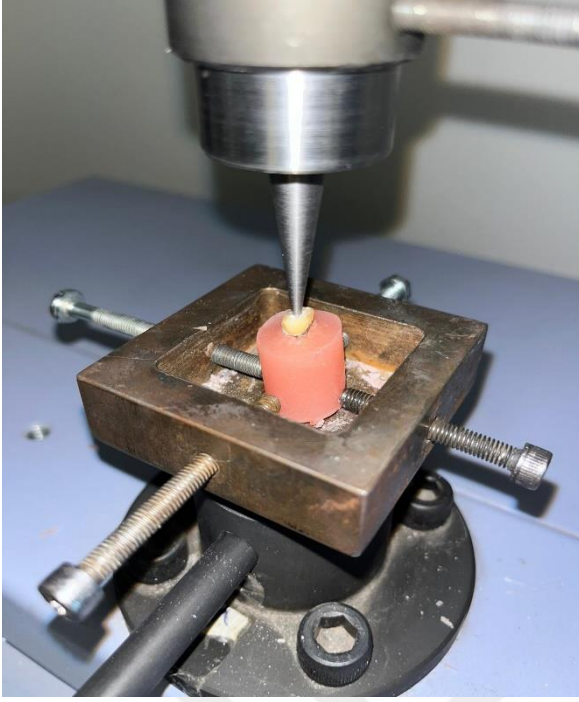
Örnekler kırma deneyi için 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde hazırlanmış plastik silindir kalıplarda akrilik rezin (IMICRYL, Konya, Türkiye) içerisine gömüldü. Akrilik rezine gömmeden önce peridontal dokuları taklit etmek amacıyla köklerin apikal 5 mm'lik kısımları erimiş muma batırıldı. Bu sayede yaklaşık 0.2-0.3 mm'lik periodontal ligament boşluğu elde edilmiş oldu. Daha sonra örneklerin koronal 5 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezine gömüldü (Fotoğraf 7).



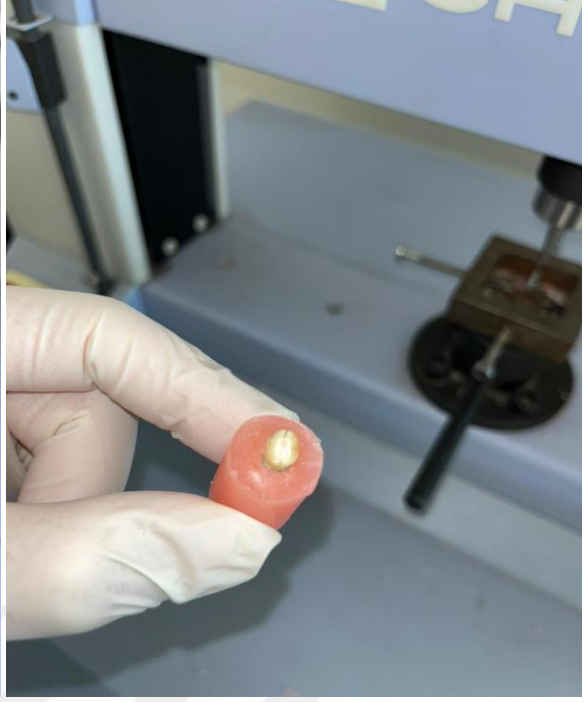
Resim 7: Koronal 2 Mm'si Dışarıda Kalacak Şekilde Akrilik Rezine Gömülü Dişler

### 3.7. Kırılma deneyi

Dayanım testi, 1 mm/dak sabit çapraz kafa hızında 2 mm çapında (dişin uzun eksenine dik) çelik bir küresel uç kullanılarak evrensel bir test makinesi (AGS-X; Shimadzu Corporation; Tokyo; Japonya) ile gerçekleştirilmiştir. Küresel uçlu yükleme segmenti her bir numunenin kanal açıklığının ortasına hizalanmıştır. Kırılma anındaki kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Resim 8: Küresel Uçlu Yükleme Segmenti  
Her Bir Numunenin Kanal Açıklığının  
Ortasına Hizalanmıştır.



Resim 9: Dişin Kırılmış Görüntüsü

### 3.8. İstatistiksel Yöntem

Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Sahphiro Wilk testi ile test edilmiştir. Normal dağılan değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve LSD testleri kullanılmıştır. Analizler SPSS 22.0 Windows versiyon paket programında yapılmıştır.  $P < 0,05$  anlamlı kabul edilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Kırılma dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri (N) cinsinden (%95 güven aralığında) Çizelge’ de gösterildi. P değerinin; 0,05’ten küçük olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı, 0,01’den küçük olduğu durumlar ileri düzeyde anlamlı, 0,001’den küçük olduğu durumlar çok ileri düzeyde anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Çizelge . Deney gruplarına ait kırılma dayanımı verilerinin ortalaması, standart sapması, %95 güven aralığında alt-üst N cinsinden değerleri.

|                 |                  | n  | Ort±St.Sapma                  | Medyan (Min-Max) | P      |
|-----------------|------------------|----|-------------------------------|------------------|--------|
| Kırılma kuvveti | AKIŞKAN KOMPOZİT | 13 | 741,23 ± 163,42 <sup>c</sup>  | 772 (516 -1036 ) | 0,001* |
|                 | CEM              | 13 | 539,23 ± 107,64 <sup>a</sup>  | 558 (399 -695 )  |        |
|                 | GC EVERX FLOW    | 13 | 759,92 ± 177,86 <sup>c</sup>  | 709 (527 -1098 ) |        |
|                 | SDR              | 13 | 617,46 ± 87,77 <sup>ab</sup>  | 596 (501 -839 )  |        |
|                 | RMCIS            | 13 | 659,77 ± 107,46 <sup>bc</sup> | 699 (461 -856 )  |        |
|                 | Kontrol          | 5  | 519,6 ± 60,21 <sup>a</sup>    | 520 (435 -605 )  |        |

\*p<0,05 düzeyinde anlamlı, ANOVA ve LSD testleri

Tablo 1: Grupların kırılma kuvvetleri

Gruplar arasında anlamlı ilişki bulunmaktadır.

##### 4.1. Çoklu karşılaştırmalar

|  |  | Ort. Fark | St. Hata | %95 Güven Aralığı | P |
|--|--|-----------|----------|-------------------|---|
|--|--|-----------|----------|-------------------|---|

|                  |                  |         |       | Alt Sınır | Üst Sınır |        |
|------------------|------------------|---------|-------|-----------|-----------|--------|
| AKIŞKAN KOMPOZİT | CEM              | 202,00  | 51,06 | 99,99     | 304,01    | 0,001* |
|                  | GC EVERX FLOW    | -18,69  | 51,06 | -120,70   | 83,31     | 0,716  |
|                  | SDR              | 123,77  | 51,06 | 21,76     | 225,78    | 0,018* |
|                  | RMCIS            | 81,46   | 51,06 | -20,55    | 183,47    | 0,116  |
|                  | Kontrol          | 221,63  | 68,51 | 84,77     | 358,49    | 0,002* |
| CEM              | AKIŞKAN KOMPOZİT | -202,00 | 51,06 | -304,01   | -99,99    | 0,001* |
|                  | GC EVERX FLOW    | -220,69 | 51,06 | -322,70   | -118,69   | 0,001* |
|                  | SDR              | -78,23  | 51,06 | -180,24   | 23,78     | 0,130  |
|                  | RMCIS            | -120,54 | 51,06 | -222,55   | -18,53    | 0,021* |
|                  | Kontrol          | 19,63   | 68,51 | -117,23   | 156,49    | 0,775  |
| GC EVERX FLOW    | AKIŞKAN KOMPOZİT | 18,69   | 51,06 | -83,31    | 120,70    | 0,716  |
|                  | CEM              | 220,69  | 51,06 | 118,69    | 322,70    | 0,001* |
|                  | SDR              | 142,46  | 51,06 | 40,45     | 244,47    | 0,007* |
|                  | RMCIS            | 100,15  | 51,06 | -1,85     | 202,16    | 0,054  |
|                  | Kontrol          | 240,32  | 68,51 | 103,47    | 377,18    | 0,001* |
| SDR              | AKIŞKAN KOMPOZİT | -123,77 | 51,06 | -225,78   | -21,76    | 0,018* |
|                  | CEM              | 78,23   | 51,06 | -23,78    | 180,24    | 0,130  |
|                  | GC EVERX FLOW    | -142,46 | 51,06 | -244,47   | -40,45    | 0,007* |
|                  | RMCIS            | -42,31  | 51,06 | -144,31   | 59,70     | 0,410  |
|                  | Kontrol          | 97,86   | 68,51 | -38,99    | 234,72    | 0,158  |
| RMCIS            | AKIŞKAN KOMPOZİT | -81,46  | 51,06 | -183,47   | 20,55     | 0,116  |
|                  | CEM              | 120,54  | 51,06 | 18,53     | 222,55    | 0,021* |
|                  | GC EVERX FLOW    | -100,15 | 51,06 | -202,16   | 1,85      | 0,054  |
|                  | SDR              | 42,31   | 51,06 | -59,70    | 144,31    | 0,410  |
|                  | Kontrol          | 140,17  | 68,51 | 3,31      | 277,03    | 0,045* |
| Kontrol          | AKIŞKAN KOMPOZİT | -221,63 | 68,51 | -358,49   | -84,77    | 0,002* |
|                  | CEM              | -19,63  | 68,51 | -156,49   | 117,23    | 0,775  |
|                  | GC EVERX FLOW    | -240,32 | 68,51 | -377,18   | -103,47   | 0,001* |
|                  | SDR              | -97,86  | 68,51 | -234,72   | 38,99     | 0,158  |
|                  | RMCIS            | -140,17 | 68,51 | -277,03   | -3,31     | 0,045* |

Tablo 2: Gruplar arası çoklu karşılaştırma

Test edilen gruplar arasında ortalama en yüksek kırılma dayanımı değeri(  $759,92 \pm 177,862$  ) gc EverX flow’lu dişlerde olduğu gözlemlendi. Gc EverX flow’un ardından en yüksek kırılma dayanımı akışkan kompozitli (  $741,23 \pm 163,42$  ) grupta gözlemlendi. En düşük ortalama kırılma dayanımı (  $519,6 \pm 60,21$  ) kontrol grubunda gözlemlendi. Kontrol grubundan sonra en düşük ortalama kırılma dayanımı (  $539,23 \pm 107,64$  ) CEM grubunda gözlemlendi.

Normal dağılan değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve LSD testleri yapılan istatistik sonucunda gruplardan elde edilen kırılma dayanımları arasında anlamlı fark bulundu ( $p=0,001$ ).

İkili karşılaştırma testi sonucuyla grupların kırılma dayanımı değerlendirildiğinde SDR ve CEM hariç, diğer bütün gruplar kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.

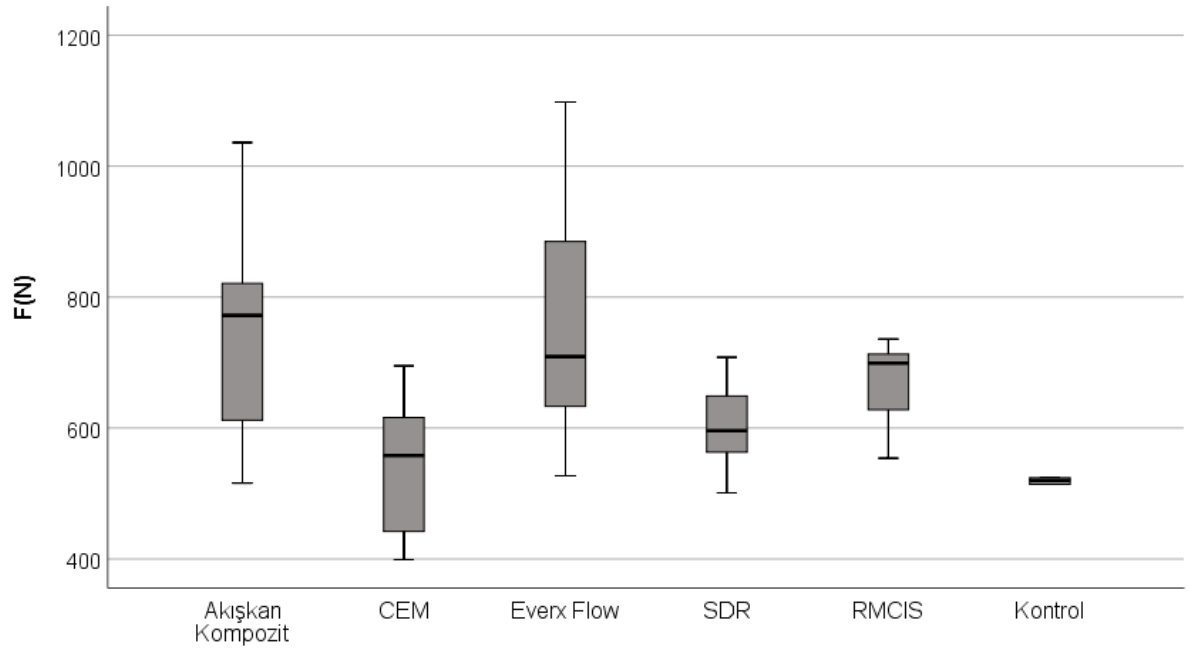
Akışkan Kompozit ; Gc EverX flow ve RMCIS dışında ki tüm gruplara karşı anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

CEM ; SDR ve kontrol grupları dışında ki tüm gruplara göre anlamlı derecede daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir.

Gc EverX Flow ; akışkan kompozit ve RMCIS hariç diğer tüm gruplara karşı anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

SDR; akışkan kompozit ve gc EverX flow gruplarına karşı anlamlı derecede düşük kırılma dayanımı göstermiştir. CEM ,RMCIS ve kontrol gruplarına karşı anlamlı bir fark görülmemiştir.

RMCIS ; CEM ve kontrol gruplarına karşı anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı görülmüştür. Gc EverX flo, Akışkan kompozit ve SDR ile arasında anlamlı bir fark görülemediği.



Tablo 3: Grupların kırılma dayanımı tablosu

## 5. TARTIŞMA

Endodontik olarak tedavi edilen kökler, zayıflamış yapıları nedeniyle kırılmaya yatkındır. Bu nedenle, kök kanal tedavisinin amaçlarından biri de endodontik olarak tedavi edilen kökü güçlendirmektir (4). Koronal sızıntıyı azaltmak için son yıllarda IOB popüler hale gelmiştir, (143-146) IOB ile kök kanal tedavisi kırılma direncini artırabilir (4). Zayıflamış bir diş yapısını doğrudan restorasyon yoluyla güçlendirmeye çalışırken, restoratif materyalin kırılma dayanıklılığı, elastik modül, creep, sertlik faktörü ve polimerizasyon büzülmesi gibi mekanik ve fiziksel özellikleri dikkate alınmak gerekir.

IOB'nin varlığı, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma direncini, IOB olmayan endodontik olarak tedavi edilen dişlere kıyasla güçlendirmektedir. Test gruplarının kırılma mukavemeti değerleri, köklerin kırılma direncinin kullanılan IOB tipinden önemli ölçüde etkilendiğini ortaya koymuştur. Aboobaker ve ark. (2015) da RMGIC ve akışkan reçinenin önemli ölçüde yüksek dirençle etkili bir kanal içi bariyer olduğunu bildirmiştir (22).

NiTi döner aletlerin preperasyon esnasında kökte mikro çatlak, çatlaklara veya vertikal kök kırıklarına sebebiyet verebilirler. Döner alet taper açısını arttırmak çatlak oluşma ihtimalini arttırdığı yapılan bir çok araştırmada kanıtlanmıştır (147-149). ProTaper Next döner aletlerde taper açıları sabit olmadığından, eğenin temas eden bölgeleri boyunca değişmektedir. Değişen taper açıları, süper elastik ve yüksek yorgunluk direnci özelliği sayesinde; ege - dentin arası stres oluşumunu minimize ettiği ve başka sistemlere kıyasla kökte daha az mikro çatlaklara sebep olduğu bildirilmiştir (150-154). Bu bilgilere ışığında çalışmamızda şekillendirme sistemi olarak ProTaper Next döner alet sistemi kullanılmıştır.

Kanal tedavisi esnasında kimyasal irrigasyon ve mekanik preparasyon ile bakteriyel kontaminasyonda maksimum seviyede düşüş hedeflenmektedir. Bu sebeple apikalde yapılan genişletme ile irrigasyon ajanlarının apikaldeki etkisini arttırmak amaçlanmaktadır. Fakat; daha büyük çaplı döner alet kullanımı esnekliğinin azalmasına ve özellikle eğimli kanallarda merkezden uzaklaşmasına sebebiyet vermektedir. Bu da kanal duvarının bir yüzeyinden daha fazla dentin kaldırılarak kökün zayıflamasına neden olmaktadır (155-157). Basınca karşı direnci inceleyen çalışmalarda, kanal tedavisi sırasında dişin apikal çapı #30, 35 veya 40 olduğu çeşitli araştırmalar bulunmaktadır (67, 106, 158-160). Bu bilgilere dayanarak bizim çalışmamızda da apikal çapı #30 olacak şekilde şekillendirme yapılmıştır.

Kanal şekillendirilme sırasında duvarlarda oluşan smear tabakası; kanal içi medikamentlerin dentin tübülleri içerisine penetrasyonunu azaltmaktadır. Üstelik kanal dolgu materyallerinin

kanal duvarlarına adaptasyonunu da etkileyerek mikromekanik bağlanma kuvvetini düşürmektedir (161, 162). Birçok çalışmada smear tabakasını uzaklaştırmanın, kanal dolgu patlarının duvarlara penetrasyonunu arttırdığı bildirilmiştir (163-166). Bu sebeple, çalışmamızda kullanılan örneklerde kanal tedavisi esnasında smear tabakası kaldırılmıştır. Smear tabakasını uzaklaştırmak için NaOCl ile irrigasyonun ardından, son yıkamadan önce EDTA solüsyonu ile yıkanmıştır. NaOCl ve EDTA artıklarından grupların olumsuz etkilenmemesi için son yıkama olarak serum fizyolojik uygulanmıştır.

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde basınca karşı dirençte önemli bir faktörde kök kanal dolgu materyalleridir. Bu materyaller kök dentinine bağlanarak monoblok yapı oluşumu ve ideal bir kök kanal dolgusu yapımı istenmektedir (33, 167). Güta-perka'nın biyouyumlu, kolay uygulanımı ve gerektiği vakit kanal tedavisinin yenilenebilir olması gibi özelliklerinden dolayı yaygın olarak kök kanal dolgu materyalidir. Lakin; güta-perka tek başına kök dentinine bağlanamaz, bu nedenle kök kanal dolgu patı ile beraber kullanımı gerekmektedir. AH Plus kök kanal dolgu patı; düşük çözünürlüğü, üstün apikal örtücülüğü ve kök dentinine mikro retansiyon ile tutunma özelliğindedir. Bizim çalışmamızda bu nedenlerden dolayı kök kanal dolgu materyali olarak güta-perka ve AH Plus kök kanal dolgu patını kullanmayı tercih edildi (168, 169).

Çalışmalara bakıldığında örneklerin akrilik blok içerisine, mine-sement sınırından veya mine-sement sınırına göre 1, 1,5 veya 2 mm apikalden gömüldüğü görülmüştür (106, 158, 170, 171). Bu konuda fikir birliği yoktur. Ancak; araştırmaların birçoğu örnekleri mine-sement sınırına göre 1 mm apikalden akrilik bloklara yerleştirilmiştir (70, 107, 160). Bu bilgilerden dolayı çalışmamızda mine-sement sınırının 1mm apikalini sınır olarak kabul etmiş ve dişler akrilik bloklara bu seviyeden gömülmüştür.

Dental materyallerde mine ve dentin dokusuna bağlanım dayanıklılığını araştıran çalışmalarda makaslama ve çekme kuvvetleri uygulanırken, kırılma dayanımını araştıran çalışmalarda baskı kuvvetlerinin uygulandığı görülmüştür (172, 173). İn vitro şartlarda dişlerin veya restorasyonların basınç kuvvetlerine gösterdikleri direnç Universal Test Cihazı ile ölçülmektedir. Kırılma dayanım araştırmalarında uygulanan kuvvet sabit hız ve tek yöndedir; kırılmanın meydana geldiği ana kadar kuvvet artırılır. Literatür taramasında, uygulanan kuvvetin hız aralığı 0,5-1 mm/dak, yönü ise dişin uzun aksına paralel veya 30°-45° açılı olacak şekildedir (158, 174, 175). Çiğneme kuvveti arka bölge dişlerin uzun aksına paralel şekilde etki etmektedir. Posterior dişlerin kırılma dayanıklılığının araştırıldığı çalışmalarda baskı kuvveti, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde iletilir. Bu yönlü kuvvet uygulandığında oluşan stresler

diş ve restorasyon materyali arası dağılım göstererek fizyolojik oklüzyon taklidi elde edilmesine olanak sağlar (176). Fiberle güçlendirilmiş kompozitle restorasyonu yapılan premolar dişlerde kırılma dayanımını araştıran çalışmalar genellikle yuvarlak bar ile 0,5 mm/dak hız ve dişin uzun aksına paralel olacak şekilde kuvvet uyguladıkları görülmüştür (67, 106, 170, 171, 177).

Restorasyonların fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmek için birçok in vivo ve in vitro çalışma yapılabilir (178, 179). Ancak klinik araştırmalar başarısızlığa yol açan spesifik faktörleri belirleyememektedir çünkü bunlar hastanın ağız sağlığı, yaşı, oklüzal mekanikler gibi birçok faktörden etkilenmektedir (180). Üstelik laboratuvar çalışmalarında çeşitli değişkenler tamamen sabit tutulabilmekte, tek bir parametrenin etkisi ölçülebilmekte ve veriler daha hızlı elde edilebilmektedir (181). Dental kompozitlerin kırılma mukavemetini test eden bu son çalışmada, in vitro koşullar literatüre göre seçilmiştir.

Mevcut kırılma dayanımı değerleri yukarıda bahsedilen çalışmalarla karşılaştırıldığında daha düşük değerler gözlenmiştir. Bu durum, kırılma meydana geldiğinde kökleri apikal kısımdan akrilik rezin ile destekleyen metodolojiye dayanıyor olabilir. Sıfır hipotezi, gruplar arasında kuvvet gerektiren kırık köklerinde anlamlı bir fark olmayacağı yönündeydi. Ancak, bulgularımız bu gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğunu göstermiştir; bu nedenle sıfır hipotezi reddedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, RMCIS, SDR, EverX flow ve akışkan kompozit, kontrol grubuna kıyasla kökleri kırmak için gereken kuvveti artırmıştır. Bu bulgu, iyi adeziv özellikleri ile açıklanabilir.

Endodontik tedavide günümüzde kaide materyali olarak ( akışkan kompozit, everX, SDR, RMCIS, CEM ) kullanılmaktadır. Dişin kırılma direncine yakın olan bu materyaller kanal tedavili dişlerde sızdırmazlığı sağlamak ve kırılmaya karşı direnci arttırdığı bilindiğinden kanal ağzı bariyerleri olarak kullanılmıştır.

Literatür taraması sonucunda; kanal tedavili mandibular premolar dişlerde farklı intraorifice bariyerlerin kırılma direncine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu bilgilerin ışığında; çalışmamızın amacı kanal tedavili mandibular premolar dişlerde farklı intraorifice bariyerlerin kırılma direncine etkisinin araştırılmasıdır.

Kırılma tokluğu, kırılğan bir malzemenin özellikle gerilim altında yıkıcı çatlak yayılmasına karşı gösterdiği dirençtir (182). Kırılma tokluğu değerleri restoratif materyali oluşturan bileşenlerin fiziksel özelliklerine ve kimyasal bileşimlerine bağlıdır. Daha yüksek kırılma tokluğuna sahip malzemeler, çatlak başlangıcına ve yayılmasına karşı daha iyi direnç gösterir.

Bu nedenle kırılma tokluğu ve bükülme mukavemeti dental materyallerin dayanıklılığı için önemli kriterlerdir (183-185). Geleneksel partikül dolgulu kompozitlerin (PDK) kırılma dayanıklılığı hala dentinden önemli ölçüde düşüktür (186). Ayrıca geleneksel partikül dolgulu kompozitlerin mikro yapısı dentine benzememektedir. Bu kompozit malzemeler, bir rezin matrisi içine gömülü dolgu parçacıklarından oluşur ve dentin, bir hidroksiapatit matrisi içine gömülü kollajen liflerinden oluşur. Bu nedenle dentin, doğal liflerle güçlendirilmiş kompozit bir malzeme olarak düşünülebilir (187).

Piyasada sınırlı sayıda çeşidi bulunan kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler yapısal olarak dentinin fibröz yapısını taklit eder ve bazılarının vital veya devital arka dişlerin (188-191) büyük kavitelerinde bulk base veya core build-up materyal olarak kullanılması önerilir. EverX posterior, ışıkla sertleşen ve radyo opak fiberle güçlendirilmiş bir kompozittir. Bu materyal, bis-GMA, TEGDMA ve PMMA bileşiğinden oluşan yarı iç içe geçmiş bir polimer ağ matrisi ile birlikte rastgele yönlendirilmiş kısa E-cam ve inorganik doldurucu partikül maddelerinden üretilmiştir (192). Üretici firma, bir üniversal restoratif kompozit tabakası ile kaplandığında, bu materyalin kısa lifli yapısının dentine eşdeğer bir tokluk derecesine yol açtığını öne sürmektedir. Ayrıca minimum düzeyde polimerizasyon büzülmesi göstererek bu sayede kırılma oluşumunu engellediği söylenmiştir. (193). Mikron ölçekli dolgu maddelerinin yüksek en-boy oranına ve izotropik takviye etkisine sahip yeni bir akıcı kısa elyaf takviyeli kompozit formülasyonu (EverX Flow, GC, Japonya) 2019 yılında dünya çapında piyasaya sürülmüştür (190). Bu kompozit materyalin kırılma mukavemetini arttırdığı ve yapısal olarak dentinin fibröz yapısını taklit edebileceği rapor edilmiştir (190, 194, 195). Bu bilgilerden yola çıkarak bu modern malzemeler, diğer teknik ve yöntemlerle karşılaştırmak amacıyla alternatif onarım teknikleri olarak çalışmamıza dahil edildi.

Üretan bazlı bir metakrilat rezine fotoaktif bir grup ekleyerek polimerizasyon reaksiyonunun dinamiklerini değiştirmeye yönelik son denemeler, geleneksel metakrilat bazlı reçinelerle karşılaştırıldığında doldurulmamış rezinde büzülme stresinde %60-70 azalma olduğunu göstermiştir (196). Aktifleştirilmiş reçine nispeten yavaş bir radikal polimerizasyon hızı göstermiştir, bu da reçineye dahil edilen foto-başlatıcının radikal polimerizasyon sürecini etkilediğini düşündürmektedir. Bu düşük kürlenme geriliminin, özellikle düşük dolgu maddesi yüklemesi durumunda, dolgulu bileşimlerde de korunduğu gösterilmiştir (196).

Azaltılmış polimerizasyon büzülmesi ve stres birikimi ile daha büyük kalınlıklarında (4 mm'ye kadar) uygulanabilen yeni rezin kompozitler geliştirilmiştir. Bu tür bir malzeme olan SDR, düşük elastiklik modülü ve yüksek sertleşme derinliğine sahip yeni bir akıcı toplu dolgu

kompozitidir (107, 108). Polimerizasyon stresi, nano- ve mikrohibrit kompozitlere kıyasla bile daha düşüktür (114). Öte yandan yaptığı çalışmalarda SDR'nin düşük polimerizasyon stresine ve 4 mm'lik tabakanın tamamında etkili sertleşmeye sahip olduğu ve perigingival bölgede kırılma ve çatlamaya karşı dirençli olduğu gözlenmiştir (113). SDR ile restore edilen Endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini inceleyen çalışmalar, geleneksel rezin kompozite kıyasla daha olumlu sonuçlar (107, 108) bildirmiştir. Ek olarak olumlu etkiler olarak, akışkan linerlerin hassasiyeti azalttığı ve akışkanlıkları nedeniyle kaviteyi restoratif kompozitlerden daha iyi ıslattığı, dolayısıyla restorasyon ve diş yapısı arayüzünde daha az boşlukla dentin yüzeyine sadece bağlayıcı madde ve rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında daha iyi uyum sağladığı düşünülmektedir. (115). Veriler çalışmamızla uyumsuzdur. Burada gruplarda kullanılan dişlerin mikro çatlakları yada dayanıklılıkları arasındaki farktan kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

MTA ile karşılaştırıldığında, CEM siman daha kısa hazırlama süresine sahiptir ve ayrıca film kalınlığı ve akışında önemli ölçüde üstün sonuçlara sahiptir (116). CEM simanı üzerinde yapılan çalışmalar, bu malzemenin baskın olarak kalsiyum bileşiklerinden oluştuğunu (116) ve alkaliniteyi destekleyen ve aynı zamanda mineralizasyon sürecine yol açan fosfor ve kalsiyum iyonlarını serbest bırakabildiğini göstermiştir. Hidroksiapatit oluşumunun, kalsiyum ve fosfor iyonlarının açığa çıkması arasındaki reaksiyonla sonuçlandığı gösterilmiştir (118). CEM simanının endojen ve eksojen fosfor kaynakları ile hidroksiapatit oluşturabildiği gösterilmiştir (118). CEM simanının hafif sertleşme genleşmesi de bu malzemenin kök ucu kavite duvarlarına çok daha iyi adaptasyonuna katkıda bulunur (116). Çalışmamızda CEM siman anlamlı derecede dayanıklı çıkmamıştır.

Oskoe ve ark.nın çalışmasında, CEM ve MTA'nın makaslama bağlanma kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışmanın sonuçları, kullanılan adeziv türüne bakılmaksızın rezin modifiye cam iyonomer simanın makaslama bağlanma kuvvetinin CEM ve MTA'ya göre anlamlı derecede yüksek olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, MTA ve CEM materyallerinin makaslama bağlanma değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (197). Resin bileşeninin, özellikle de HEMA'nın varlığı nedeniyle, yapıştırıcı sistemlerle sertleşme reaksiyonu sırasında reaksiyona girmemiş rezin çift bağlarının kopolimerizasyonu olasılığı vardır (198), bu da MTA ve CEM ile karşılaştırıldığında bu malzemenin bağlanma mukavemetini artırabilir; MTA ve CEM kimyasal bileşimlerinde herhangi bir reçine bileşeni içermez ve mineral oksitler ve silikatlardan oluşur. MTA ve CEM'in bağlanma mekanizmaları muhtemelen mikromekaniktir ve kimyasal bileşimleri nedeniyle yapıştırıcı sistemlerin yüzey

gözeneklerine ve düzensizliklerine nüfuz etmesi ve birbirine kenetlenmesi sonucudur (197). Bu bilgiler çalışmamızda ki CEM skorunun düşük çıkmasının desteklemektedir.

Tselnik ve arkadaşları tarafından 78 çekilmiş anterior insan dişi üzerinde RMCIS 'ın kronal sızdırmazlığa etkisinin araştırıldığı bir çalışmada 90 gün (144) boyunca kabul edilebilir bir koronal sızdırmazlık olarak üstün performans gösterdiği bildirilmiştir. RMGIC'in üstün performansı materyal tarafından su emilimi ile açıklanmaktadır, bu da sertleşme genişlemesi ile sonuçlanır ve sonuç olarak daha iyi bir sızdırmazlık elde edilir. RMGIC dentine ön işlem gerektirmez ve dentine yapışabilir ve RMGIC'in bir başka yararlı özelliği de florür salınımıdır (199). Rezin modifiye GIC yüksek eğilme dayanımı ve elastisite modülüne sahiptir ve elastisite modülü değerleri dentine benzer, materyal yükü köke iletmeden önce büyük miktarda strese dayanabilir (5). Bu durum, bu çalışmada RMGIC'in (Fuji GC LC GIC) akışkan kompozit ve EverX flow ile karşılaştırıldığında kırılma direncinde anlamlı bir fark göstermediğini, kontrol grubu ve CEM ile karşılaştırıldığında iyi kırılma direncine sahip olduğunu ancak akışkan kompozitten daha az olduğunu açıklamaktadır.

Tekçe ve ark yaptığı bir in vitro çalışma (200) endodontik olarak tedavi görmüş küçük azı dişlerine uygulanan akıcı, bulk-fill akıcı, fiber ile güçlendirilmiş kompozit ve geleneksel mikro hibrit kompozit restorasyonların kırılma dayanımları arasında önemli bir fark bulamadıklarını söylemişlerdir. Çalışmamızda da Akışkan kompozit ; gc EverX flow dışında ki tüm gruplara daha yüksek derecede kırılma dayanımı göstermiştir. EverX flow ve RMCIS dışındaki gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Atalay ve ark (107) bulk-fill/akıcı bulk-fill veya fiberle güçlendirilmiş kompozit (EverX posterior) kullanarak restore ettikleri endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanıklılıklarının, geleneksel nanohibrit rezin kompozit ile restore edilenlerle arasında bir fark olmadığından bahsetmişlerdir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da akışkan kompozit ve EverX arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Özsevik ve ark kök kanal tedavisi görmüş ve fiberle güçlendirilmiş kompozit materyal (EverX posterior, GC) ile restore edilmiş dişlerin basınç kuvvetlerine karşı direncini araştırmışlardır. Bir posterior kompozit rezin, polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit ve EverX posterior kompozitle restore edilmiş MOD kaviteye sahip molar dişler içerisinde EverX posterior grubunun sağlam diş grubuna çok yakın kırılma dayanımı değeri gösterdiğini gözlemlemiştir (193). Bizim çalışmamızda da EverX posteriorun kırılma dayanımı SDR VE CEM den anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Yasa ve ark (201) endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma direncini nanohibrit kompozit, bulk fill akışkan kompozit ve kısa fiber kompozit ile retansiyon yuvalarının varlığında/yokluğunda değerlendirmişlerdir. Bulgularımıza benzer şekilde, retansiyon yuvalarının yokluğunda restoratif materyaller arasında bir fark gözlenmemiştir. EverX fiberle güçlendirilmiş rezin, geleneksel rezin kompozit ile birlikte kullanılır. Üreticiler bu materyalin çatlak ilerlemesini önlediğini veya durdurduğunu iddia etmektedir. Kısa fiber kompozit materyalin fiziksel özelliklerini farklı bulk dolgu ve geleneksel rezin kompozitlerle karşılaştırmalı olarak inceleyen yeni bir çalışmada(189) fiberle güçlendirilmiş rezin, test edilen diğer tüm materyallerden daha yüksek kırılma tokluğu ve eğilme mukavemeti göstermiştir. Ayrıca, büzülme gerilmesinin en düşük olduğu bulunmuştur. Bu sonuçları, bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat- trietilen glikol diemtakrilatın çapraz bağlı matrisinde PMMA'nın lineer polimer zincirleri tarafından polimer matrisinin plastikleştirilmesine bağlamışlardır, bu da kırılma tokluğunu ve polimer matrisinden elyaflara stres transferini artırarak LİF akviye edici etkisini indüklemiştir. Aynı yazar tarafından yapılan bir başka çalışmada (202) ise kısa fiber dolguların çatlak ilerlemesini önleyici ve kırılma direncini artırıcı etkisi rapor edilmiştir. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada (203) fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozitler karşılaştırılmış ve fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin kırılma direncini artırdığı bulunmuştur. Azı dişlerindeki Sınıf II MOD kaviteilerin restorasyonunda kısa fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozit materyalinin geleneksel kompozitlere kıyasla etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada (204), kısa fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozit kullanımı kırılma tokluğunda istatistiksel olarak anlamlı bir artışa neden olmamıştır; ancak bu materyal eğik katmanlama tekniğiyle kullanıldığında, daha yüksek kırılma direncine ve onarılabilir kırıklara doğru belirgin bir eğilim gözlenmiştir (107).

Isufi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde edilen sonuçlar, bulk fill akışkan reçine kompozit (SDR) veya geleneksel reçine kompozit ile restore edilen endodontik tedavili maksiller ve mandibular azı dişleri arasında kırılma direncinde ve başarısızlık modunda bir fark olmadığını desteklemektedir (108). Bu sonuçlar bizim çalışmamızla çelişmektedir. Kök kanal dolgulu dişlerin kırılma duyarlılığı çoğunlukla kalan dentin miktarından etkilenir (205, 206) ve sertlik ve tokluk gibi endodontik tedaviden sonraki biyomekanik özellikleriyle ilişkili değildir (207).

Garlapati ve ark (208) endodontik tedavi görmüş mandibular molar dişlere MOD kavitesi hazırlayıp restorasyonlarını sırasıyla hibrit kompozit, polietilen fiberle kombine geleneksel kompozit rezin, EverX posteriorla kombine geleneksel kompozitle tamamlamış ve kırılma dayanımı değerlerini incelemiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit gruplarının tamamını

sağlam diş grubunu temsil eden kontrol grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulduklarını açıklamışlardır. En yüksek kırılma değerini ise EverX posterior kompozit grubunda olduğu sonucunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızla uyumlu sonuçlar çıkmıştır.

Garoushi ve ark rezin matriks, inorganik partikül doldurucular ve rastgele yönlendirilmiş E-cam fiberleri içeren EverX Posterior'un geleneksel kompozitlere kıyasla daha gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmiş ve yüksek stres taşıyan alanlarda kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Fiber doldurucu maddelerinin güçlendirici etkisinin, polimer matriksten fiber liflerine doğru gerilim transferine dayandığı ve ayrıca her bir lifin bir çatlak durdurucu görevi gördüğü çalışmada bahsedilmektedir (189). Vallittu ve arkadaşlarına göre, bis-GMA'lı E-cam 0,5 ile 1,6 mm arasında kritik bir lif uzunluğuna sahip olmalıdır ve EverX posterior'da bulunan kısa lifler bu uzunluğa eşit veya daha fazladır. Bu uzunluğun, tek tip stres dağılımı sağladığını söylemişlerdir (209). Diğer taraftan Lassila ve ark (210) nanometre boyutta kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (NovaPro Flow ve NovaPro Fill) ve en-boy oranı az olan mikrometre boyutlu KFGK (Alert), EverX Flow ve EverX Posterior'dan önemli ölçüde daha düşük kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu söylemişlerdir. En boy oranı, kritik lif uzunluğu, lif yüklemesi ve lif oryantasyonu, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini iyi veya kötü etkileyen temel faktörlerdendir (211). Mikrometre boyutunda KFGK'nin (EverX Flow) en-boy oranı 30'dan fazladır. Çünkü kullanılan mikro cam fiberlerin çapı 6 µm ve uzunluğu 200–300 µm aralığında bir uzunluktadır (190, 194). EverX Posterior'un fiber uzunluğu ise 0,3 ve 1,5 mm arası (Ø17 µm) uzunluklarda dağılım göstermekteydi. Bu da daha önce 30- 94 oranı olarak bildirilen (99, 212) kritik fiber uzunluğu ve en-boy oranı aralığındadır (190, 213). Piyasaya yeni sürülen KFGK olan EverX Flow'u değerlendiren Lassila ve ark yüksek kırılma tokluğu ile aşınma direncine sahip olduğunu ancak daha yüksek polimerizasyon büzülme stresine sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Çalışmamızla uyumludur.

Literatürde bildirilen kırılma anındaki ortalama kuvvetler değişmektedir ve çalışmada bildirilen kırılma anındaki ortalama kuvvetler bu geniş aralığın oldukça içindedir. Geniş aralık, çalışma için seçilen dişlerin tipi ve boyutlarından, köklerin temizlenmesi ve şekillendirilmesi için izlenen protokolden ve kırılma direnci ölçümü için izlenen protokolden kaynaklanıyor olabilir.

Bu çalışmanın sınırlamaları kabul edilmelidir. İn vitro analizler için kullanılan deneysel yöntemler, başarısızlıkların öncelikli olarak yorgunluktan kaynaklandığı intraoral koşulları doğru bir şekilde yansıtmaz. Bu alandaki gelecekteki araştırmalar, klinik ortamı daha doğru bir şekilde yeniden üretmek için döngüsel yükleme ve diğer yorucu simülasyonları kullanmalıdır.

Literatüre baktığımızda endodontik tedavili dişlerin kırılma mukavemetinin azaldığı ancak kompozit malzemeler kullanılarak bu mukavemetin artırılabilceğı görölmüştür. Çalışmamızda kullanılan dental kompozit materyaller endodontik tedavili dişlerin kırılma mukavemetini arttırmıştır. Ancak kullanılan malzemelere göre sonuçlar farklılık göstermektedir. Çalışmamızda elde edilen kırılma mukavemeti verilerinin bazı literatür verileriyle tutarlı olduğunu ancak diğer verilerle tutarlı olmadığını görüyoruz. Bu çalışmalar arasındaki diş tiplerindeki boyutların farklılıklardan kaynaklandığı düşünölebilmektedir.



## 6. SONUÇLAR

Araştırmamız endodontik olarak tedavi edilmiş mandibular premolar dişlerin (RMCIS,SDR,CEM, akışkan kompozit, EverX flow) 5 farklı IOB kullanılarak kırılma dayanımlarını karşılaştıran ilk çalışmadır. Bahsi geçen durumun araştırılması ile bu 5 farklı IOB kırılma dayanımı nasıl etkilendiğinin ortaya konulması amaçlanmıştır.

- 1- Test edilen gruplar arasında ortalama en yüksek kırılma dayanımı değeri(  $759,92 \pm 177,862$  ) gc EverX flow'lu dişlerde olduğu gözlemlendi. Gc EverX flow'un ardından en yüksek kırılma dayanımı akışkan kompozitli (  $741,23 \pm 163,42$  ) grupta gözlemlendi. En düşük ortalama kırılma dayanımı (  $519,6 \pm 60,21$  ) kontrol grubunda gözlemlendi. Kontrol grubundan sonra en düşük ortalama kırılma dayanımı (  $539,23 \pm 107,64$  ) CEM grubunda gözlemlendi.
- 2- Normal dağılım değişkenlerin 6 grupta karşılaştırılmasında ANOVA ve LSD testleri yapılan istatistik sonucunda gruplardan elde edilen kırılma dayanımları arasında anlamlı fark bulundu ( $p=0,001$ ).
- 3- İkili karşılaştırma testi sonucuyla grupların kırılma dayanımı değerlendirildiğinde SDR ve CEM hariç, diğer bütün gruplar kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.
- 4- Akışkan Kompozit ; gc EverX flow dışında ki tüm gruplara karşı anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.
- 5- CEM ; SDR ve kontrol grupları dışında ki tüm gruplara karşı anlamlı derecede daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir.
- 6- Gc EverX Flow ; akışkan kompozit hariç diğer tüm gruplara karşı anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.
- 7- SDR; akışkan kompozit ve gc EverX flow gruplarına karşı anlamlı derecede düşük kırılma dayanımı göstermiştir. CEM ,RMCIS ve kontrol gruplarına karşı anlamlı bir fark görülmemiştir.
- 8- RMCIS ; Gc EverX flow grubuyla arasında anlamlı derecede daha düşük kırılma dayanımı görülmüştür. CEM ve kontrol gruplarına karşı anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı görülmüştür. Akışkan kompozit ve SDR ile arasında anlamlı bir fark görülemediği görülmüştür.

## 7. KAYNAKLAR

1. Baugh D, Wallace J. The role of apical instrumentation in root canal treatment: a review of the literature. *Journal of endodontics*. 2005;31(5):333-340.
2. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of north America*. 1974;18(2):269-296.
3. Grove C. The value of the dentinocemental junction in pulp canal surgery. *J Dent Res*. 1931;11(6):466-468.
4. Nagas E, Uyanik O, Altundasar E, Durmaz V, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *Journal of Endodontics*. 2010;36(6):1061-1063.
5. Williams C, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR. A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta-percha. *Journal of endodontics*. 2006;32(6):553-555.
6. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *Journal of Dentistry*. 2008;36(1):69-73.
7. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M. Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *Journal of endodontics*. 2005;31(11):809-813.
8. Schäfer E, Zandbiglari T, Schäfer J. Influence of resin-based adhesive root canal fillings on the resistance to fracture of endodontically treated roots: an in vitro preliminary study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(2):274-279.
9. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of endodontics*. 2007;33(4):391-398.
10. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu L-s, Kim SK, Pashley DH, Gutmann JL, Tay FR. Critical review on methacrylate resin-based root canal sealers. *Journal of endodontics*. 2010;36(3):383-399.
11. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dental Traumatology*. 1994;10(3):105-108.
12. Roghanizad N, Jones JJ. Evaluation of coronal microleakage after endodontic treatment. *Journal of Endodontics*. 1996;22(9):471-473.
13. Chailertvanitkul P, Saunders W, Saunders E, MacKenzie D. An evaluation of microbial coronal leakage in the restored pulp chamber of root-canal treated multirooted teeth. *International Endodontic Journal*. 1997;30(5):318-322.
14. Beckham BM, Anderson RW, Morris CF. An evaluation of three materials as barriers to coronal microleakage in endodontically treated teeth. *Journal of endodontics*. 1993;19(8):388-391.
15. Luketić SF, Malčić A, Jukić S, Anić I, Šegović S, Kalenić S. Coronal microleakage of two root-end filling materials using a polymicrobial marker. *Journal of Endodontics*. 2008;34(2):201-203.
16. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Newton CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *Journal of Endodontics*. 1991;17(7):324-331.
17. Swanson K, Madison S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *Journal of Endodontics*. 1987;13(2):56-59.
18. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Torabzadeh H. Sealing ability of three commercial mineral trioxide aggregates and an experimental root-end filling material. *Iranian Endodontic Journal*. 2006;1(3):101.
19. Hasheminia M, Nejad SL, Asgary S. Sealing ability of MTA and CEM cement as root-end fillings of human teeth in dry, saliva or blood-contaminated conditions. *Iranian endodontic journal*. 2010;5(4):151.

20. Kazem M, Eghbal MJ, Asgary S. Comparison of bacterial and dye microleakage of different root-end filling materials. *Iranian endodontic journal*. 2010;5(1):17.
21. Yavari HR, Samiei M, Shahi S, Aghazadeh M, Jafari F, Abdolrahimi M, Asgary S. Microleakage comparison of four dental materials as intra-orifice barriers in endodontically treated teeth. *Iranian endodontic journal*. 2012;7(1):25.
22. Aboobaker S, Nair BG, Gopal R, Jituri S, Veetil FRP. Effect of intra-orifice barriers on the fracture resistance of endodontically treated teeth—An ex-vivo study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(2):ZC17.
23. Parveen N, Madhusudhana K, Suneelkumar C, Lavanya A. Comparison of micro leakage of zirconia induced glass ionomer and flowable composite as coronal orifice barrier materials-An in vitro study.??? 2017; 5: 376-82. Back to cited text. (14).
24. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Dental Traumatology*. 1990;6(2):49-55.
25. Loney R, Kotowicz W, McDowell G. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *The journal of Prosthetic dentistry*. 1990;63(5):506-512.
26. Purton D, Payne J. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence International*. 1996;27(2).
27. Kaya BM. Farklı post ve kor materyalleri ile restore edilen dişlerin kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi.
28. Toksavul S, Toman M, UYULGAN B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(6):433-440.
29. Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, Da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2016;52:8-14.
30. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences*. 2010;118(1):87-93.
31. Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen H. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*. 2000;16(5):218-221.
32. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(6):674-678.
33. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International endodontic journal*. 1995;28(1):12-18.
34. Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JW, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of dentistry*. 2009;37(9):673-678.
35. Eklund SA. Trends in dental treatment, 1992 to 2007. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141(4):391-399.
36. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1980;43(5):511-515.
37. Mangani F. Gli onlays in amalgama a sole ritenzioni naturali per il restauro degli elementi posteriori trattati endodonticamente. *Giornale Italiano Endo*. 1993;3:123-127.
38. Türkün LŞ, Türkün M, Özata F. Clinical performance of a packable resin composite for a period of 3 years. *Quintessence international*. 2005;36(5).
39. Schirrmeister JF, Huber K, Hellwig E, Hahn P. Four-year evaluation of a resin composite including nanofillers in posterior cavities. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2009;11(5).
40. Chang M, Dennison J, Yaman P. Physical property evaluation of four composite materials. *Operative dentistry*. 2013;38(5):E144-E153.

41. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dental materials*. 2004;20(6):554-564.
42. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*. 2008;24(2):214-219.
43. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *Journal of endodontics*. 2009;35(3):413-416.
44. Carvalho C, Valera M, Oliveira L, Camargo C. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dental Traumatology*. 2005;21(3):155-159.
45. Fuks A, Heling I. Erken daimi dişlenme döneminde pulpa tedavisi. Çocuk diş hekimliği bebeklikten ergenliğe Ed: JR Pinkham, PS Casamassimo, DJ McTigue, HW Fields, AJ Nowak. 2009;4.
46. ÇÖKÜK DN. ENDODONTİK TEDAVİLİ DİŞLERDE ESTETİK POST UYGULAMALARI. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;2009(2):124-130.
47. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara. 2003.
48. Qualtrough A, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Operative dentistry*. 2003;28(1):86-91.
49. Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dental Clinics of North America*. 2001;45(1):103-116.
50. Vallittu P, Lassila V. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of oral rehabilitation*. 1992;19(3):225-230.
51. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):543-547.
52. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):360-367.
53. 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. *Journal of dentistry*. 2001;29(6):427-433.
54. Leary JM, Aquilino SA, Svare CW. An evaluation of post length within the elastic limits of dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(3):277-281.
55. ALTINCI P, KİREMİTÇİ A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg( Clinical Dentistry and Research). 2007;31(3):102-113.
56. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence international*. 1997;28(7).
57. Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;53(5):631-636.
58. Güllü S. Farklı restoratif materyallerle yapılan post endodontik restorasyonların in-vivo değerlendirilmesi.
59. ElAyouti A, Serry M, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *International Endodontic Journal*. 2011;44(6):543-549.
60. Mondelli RFL, Ishikiriama SK, Oliveira Filho Od, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17:161-165.
61. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller K-A. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clinical oral investigations*. 1998;2:161-167.
62. Fuzzi M, Rappelli G. Survival rate of ceramic inlays. *Journal of dentistry*. 1998;26(7):623-626.

63. Terry DA, Leinfelder KF, Maragos C. Developing Form, Function, and Natural Aesthetics With Laboratory-Processed Composite Resin-Part I. Practical procedures and aesthetic dentistry. 2005;17(5):313.
64. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(6).
65. Yamanel K, Çağlar A, Gülsahi K, Özden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental materials journal*. 2009;28(6):661-670.
66. Yilmaz H, Aydın C, Çağlar A, Ya, scedil A. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. *Quintessence International*. 2003;34(2).
67. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International endodontic journal*. 2006;39(2):136-142.
68. Vallittu P. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(2):125-130.
69. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29(7):668-674.
70. Eapen AM, Amirtharaj LV, Sanjeev K, Mahalaxmi S. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with 2 different fiber-reinforced composite and 2 conventional composite resin core buildup materials: an in vitro study. *Journal of endodontics*. 2017;43(9):1499-1504.
71. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2004;24:446-455.
72. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2013;25(6):383-390.
73. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1:255-266.
74. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(6):489.
75. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials*. 2013;29(12):e309-e317.
76. Yamauchi S, Shipper G, Buttke T, Yamauchi M, Trope M. Effect of orifice plugs on periapical inflammation in dogs. *Journal of Endodontics*. 2006;32(6):524-526.
77. Mah T, Basrani B, Santos JM, Pascon EA, Tjäderhane L, Yared G, Lawrence HP, Friedman S. Periapical inflammation affecting coronally-inoculated dog teeth with root fillings augmented by white MTA orifice plugs. *Journal of Endodontics*. 2003;29(7):442-446.
78. Çelikten B. Endodontik tedavi uygulanmış dişlerde koronal sızıntının önlenmesinde corosealin etkisinin değerlendirilmesi.
79. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*. 1995;8(1):59-67.
80. Croll T, Helpin M. Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC journal of dentistry for children*. 1995;62(1):17-21.
81. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):423-429.
82. Mitra S. In vitro fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. *Journal of Dental Research*. 1991;70(1):75-78.

83. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *Journal of Dental Research*. 1993;72(8):1257-1262.
84. Czarnecka B, Nicholson JW. Ion release by resin-modified glass-ionomer cements into water and lactic acid solutions. *Journal of dentistry*. 2006;34(8):539-543.
85. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *International Journal of Prosthodontics*. 1990;3(5).
86. Nicholson JW. *The Chemistry of Medical and Dental Materials* (RSC Materials Monographs). Royal Society of Chemistry, 2002.
87. Mount G. *Color atlas of glass ionomer cement*. London: Dunitz. 2002.
88. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence international*. 1997;28(11).
89. Croll TP, Killian CM. Glass-ionomer--resin restoration of primary molars with adjacent Class II carious lesions. *Quintessence International*. 1993;24(10).
90. Smales R, Yip H-K. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for primary teeth: review of literature. *Pediatric dentistry*. 2000.
91. Williams DF. *Progress in biomedical engineering: definitions in biomaterials*. Elsevier, 1987.
92. Kirkpatrick C, Bitteringer F, Wagner M, Köhler H, Van Kooten T, Klein C, Otto M. Current trends in biocompatibility testing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1998;212(2):75-84.
93. Li J, Beetzen Mv, Sundström F. Strength and setting behavior of resin-modified glass ionomer cements. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1995;53(5):311-317.
94. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dental Materials*. 1994;10(2):78-82.
95. Li J, Liu Y, Liu Y, Söremark R, Sundström F. Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1996;54(1):55-58.
96. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(3):262-269.
97. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23(13):2667-2682.
98. Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Fillings and core build-ups. *A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry*. Elsevier, 2017: s.131-163.
99. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental materials*. 2015;31(1):1-7.
100. Dogar A, Altintas S, Kavlak S, Guner A. Determining the influence of fibre post light transmission on polymerization depth and viscoelastic behaviour of dual-cured resin cement. *International endodontic journal*. 2012;45(12):1135-1140.
101. Galhano G, de Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Operative Dentistry*. 2008;33(3):321-324.
102. Kim Y, Kim S, Kim K, Kwon T. Degree of conversion of dual-cured resin cement light-cured through three fibre posts within human root canals: an ex vivo study. *International Endodontic Journal*. 2009;42(8):667-674.
103. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dental materials*. 2009;25(7):837-844.
104. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(5):462-465.
105. Reeh E, Douglas W, Messer H. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *Journal of dental research*. 1989;68(11):1540-1544.

106. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *International endodontic journal*. 2005;38(2):73-80.
107. Atalay C, Yazici A, Horuztepe A, Nagas E, Ertan A, Ozgunaltay G. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bulk fill, bulk fill flowable, fiber-reinforced, and conventional resin composite. *Operative dentistry*. 2016;41(5):E131-E140.
108. Isufi A, Plotino G, Grande NM, Ioppolo P, Testarelli L, Bedini R, Al-Sudani D, Gambarini G. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with a bulkfill flowable material and a resin composite. *Annali di stomatologia*. 2016;7(1-2):4.
109. Buczeko P, Wawrzyn-Sobczak K, Matuszczak E, Hermanowicz A. The evaluation of Smart Dentin Replacement (SDR), a year observation study. *Journal of Education, Health and Sport*. 2018;8(3):140-148.
110. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.
111. Radhika M, Sajjan GS, Kumaraswamy B, Mittal N. Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(1):9.
112. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental materials*. 2011;27(4):348-355.
113. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of dentistry*. 2011;39(10):643-647.
114. Ilie N, Kunzelmann K-H, Visvanathan A, Hickel R. Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure. *Dental materials journal*. 2005;24(4):469-477.
115. Chuang S-F, Jin Y-T, Liu J-K, Chang C-H, Shieh D-B. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*. 2004;29:301-308.
116. Asgary S, Shahabi S, Jafarzadeh T, Amini S, Kheirieh S. The properties of a new endodontic material. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):990-993.
117. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of endodontics*. 2009;35(2):243-250.
118. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Australian Endodontic Journal*. 2009;35(3):147-152.
119. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. *Australian Endodontic Journal*. 2004;30(3):89-92.
120. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M. Sealing ability of a novel endodontic cement as a root-end filling material. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2008;87(3):706-709.
121. Asgary S, Kamrani FA. Antibacterial effects of five different root canal sealing materials. *Journal of oral science*. 2008;50(4):469-474.
122. Soheilipour E, Kheirieh S, Madani M, Baghban AA, Asgary S. Particle size of a new endodontic cement compared to Root MTA and calcium hydroxide. *Iranian endodontic journal*. 2009;4(3):112.
123. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):465-479.
124. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.
125. Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence international*. 1999;30(3).

126. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):435-440.
127. Millar B, Nicholson J. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(6):549-552.
128. Payne JH. The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. *The Journal of clinical pediatric dentistry*. 1999;23(2):123-130.
129. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *The Journal of the American Dental Association*. 1995;126(5):663-676.
130. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*. 1999;30(4).
131. Ferdianakis K. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 1998;22(3):221-229.
132. Malmstrom H, Schlueter M, Roach T, Moss ME. Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. *Operative Dentistry*. 2002;27(4):373-380.
133. Walshaw P, McComb D, (Editörler). Microleakage in Class 2 resin composites with low-modulus, intermediate materials. *Journal of Dental Research*; 1998: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314 USA.
134. Jain P, Belcher M. Microleakage of Class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box. *American Journal of Dentistry*. 2000;13(5):235-238.
135. Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental Materials*. 1989;5(5):346-349.
136. Peutzfeldt A, Asmussen E. Composite restorations: influence of flowable and self-curing resin composite linings on microleakage in vitro. *Operative dentistry*. 2002;27(6):569-575.
137. Roylance D. Mechanical properties of materials. 2008.
138. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2003;11:162-167.
139. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18:218-231.
140. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *International Journal of Prosthodontics*. 2008;21(4).
141. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*. 2007;33(6):732-736.
142. Burgess J, Haveman C, Butzin C. Evaluation of resins for provisional restorations. *American journal of dentistry*. 1992;5(3):137-139.
143. Wells JD, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pereira PN. Intracoronary sealing ability of two dental cements. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):443-447.
144. Tselnik M, Baumgartner JC, Marshall JG. Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *Journal of Endodontics*. 2004;30(11):782-784.
145. Jenkins S, Kulild J, Williams K, Lyons W, Lee C. Sealing ability of three materials in the orifice of root canal systems obturated with gutta-percha. *Journal of endodontics*. 2006;32(3):225-227.
146. John AD, Webb TD, Imamura G, Goodell GG. Fluid flow evaluation of Fuji Triage and gray and white ProRoot mineral trioxide aggregate intraorifice barriers. *Journal of Endodontics*. 2008;34(7):830-832.
147. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *Journal of endodontics*. 2009;35(2):236-238.

148. Jahromi MZ, Mirzakouchaki P, Mousavi E, Navabi AA. Fracture strength of mesiobuccal roots following canal preparation with hand and rotary instrumentation: an in vitro study. *Iranian endodontic journal*. 2011;6(3):125.
149. Khoshbin E, Donyavi Z, Atibeh EA, Roshanaei G, Amani F. The effect of canal preparation with four different rotary systems on formation of dentinal cracks: An in vitro evaluation. *Iranian endodontic journal*. 2018;13(2):163.
150. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1482-1484.
151. Çiçek E, Aslan MA, Akkoçan O. Comparison of the resistance of teeth instrumented with different nickel-titanium systems to vertical root fracture: an in vitro study. *Journal of endodontics*. 2015;41(10):1682-1685.
152. Khalap ND, Hegde V, Kokate S. Fracture resistance exhibited by endodontically treated and retreated teeth shaped by ProTaper NEXT versus WaveOne: An: in vitro: study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2015;18(6):453-456.
153. Li S-h, Lu Y, Song D, Zhou X, Zheng Q-h, Gao Y, Huang D-m. Occurrence of dentinal microcracks in severely curved root canals with ProTaper Universal, WaveOne, and ProTaper Next file systems. *Journal of endodontics*. 2015;41(11):1875-1879.
154. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTdM. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*. 2018;32:e67.
155. Lim S, Stock C. The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filing compared with the stepback technique. *International endodontic journal*. 1987;20(1):33-39.
156. Akhlaghi N, Kahali R, Abtahi A, Tabatabaee S, Mehrvarzfar P, Parirokh M. Comparison of dentine removal using V-taper and K-Flexofile instruments. *International Endodontic Journal*. 2010;43(11):1029-1036.
157. ElAyouti A, Dima E, Judenhofer MS, Löst C, Pichler BJ. Increased apical enlargement contributes to excessive dentin removal in curved root canals: a stepwise microcomputed tomography study. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1580-1584.
158. Scotti N, Forniglia A, Tempesta RM, Comba A, Saratti CM, Pasqualini D, Alovisei M, Berutti E. Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *Journal of dentistry*. 2016;53:82-87.
159. Aslan T, Sağsen B, Er Ö, Üstün Y, Çınar F. Evaluation of fracture resistance in root canal-treated teeth restored using different techniques. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2018;21(6):795-800.
160. Hshad M, Dalkılıç E, Ozturk G, Dogruer I, Koray F. Influence of different restoration techniques on fracture resistance of root-filled teeth: in vitro investigation. *Operative Dentistry*. 2018;43(2):162-169.
161. Lester K, Boyde A. Scanning electron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals. *British dental journal*. 1977;143(11):359-367.
162. Darcey J, Jawad S, Taylor C, Roudsari RV, Hunter M. Modern endodontic principles part 4: irrigation. *Dental update*. 2016;43(1):20-33.
163. Pashley D, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Dental Traumatology*. 1985;1(5):176-179.
164. De Gee A, Wu MK, Wesselink P. Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. *International Endodontic Journal*. 1994;27(5):239-244.
165. Kouvas V, Liolios E, Vassiliadis I, Parissis-Messimeris S, Boutsoukis A. Influence of smear layer on depth of penetration of three endodontic sealers: an SEM study. *Dental Traumatology*. 1998;14(4):191-195.
166. Gogos C, Stavrianos C, Kolokouris I, Papadoyannis I, Economides N. Shear bond strength of AH-26 root canal sealer to dentine using three dentine bonding agents. *Journal of dentistry*. 2003;31(5):321-326.

167. Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M. Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or resilon. *Journal of endodontics*. 2005;31(2):91-96.
168. Tagger M, Tagger E, Tjan AH, Bakland LK. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *Journal of Endodontics*. 2002;28(5):351-354.
169. Carvalho-Júnior JR, Guimarães LFL, Correr-Sobrinho L, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Brazilian dental journal*. 2003;14:114-118.
170. Luthria A, Sirekha A, Hegde J, Karale R, Tyagi S, Bhaskaran S. The reinforcement effect of polyethylene fibre and composite impregnated glass fibre on fracture resistance of endodontically treated teeth: An: in vitro: study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2012;15(4):372-376.
171. Rahman H, Singh S, Chandra A, Chandra R, Tripathi S. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite resin along with fibre insertion in different positions in vitro. *Australian Endodontic Journal*. 2016;42(2):60-65.
172. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*. 1990;69(12):1791-1799.
173. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(5).
174. Belli S, Cobankara FK, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;79(1):35-41.
175. Mynampati P, Babu MR, Saraswathi DD, Kumar JR, Gudugunta L, Gaddam D. Comparison of fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with different esthetic onlay systems: An: in vitro: study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2015;18(2):140-143.
176. Ferrari M. Fiber posts and endodontically treated teeth: a compendium of scientific and clinical perspectives. *Modern Dentistry Media*, 2008.
177. Navimipour EJ, Chaharom MEE, Oskoe PA, Mohammadi N, Bahari M, Firouzmandi M. Fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars restored with composite resin along with glass fiber insertion in different positions. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2012;6(4):125.
178. Gwinnett A, Kanca 3rd J. Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *American Journal of Dentistry*. 1992;5(1):19-23.
179. Scotti N, Forniglia A, Michelotto Tempesta R, Comba A, Saratti M, Pasqualini D, Alovisei M, Berutti E. Corrigendum to " Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars"[J. Dent. 53 (2016) 82-87]. *Journal of Dentistry*. 2017;57:82-87.
180. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-132.
181. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*. 2010;26(2):e100-e121.
182. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 2012.
183. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dental materials*. 2017;33(3):e101-e114.

184. Kim KH, Okuno O. Microfracture behaviour of composite resins containing irregular-shaped fillers. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(12):1153-1159.
185. Ruddell D, Maloney M, Thompson J. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dental Materials*. 2002;18(1):72-80.
186. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2000;53(4):353-361.
187. Vallittu P, Özcan M. *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*. Woodhead Publishing, 2017.
188. Fráter M, Lassila L, Braunitzer G, Vallittu PK, Garoushi S. Correction to: Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. *Clinical Oral Investigations*. 2021;25(5):3339.
189. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*. 2013;29(8):835-841.
190. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*. 2019;107:342-352.
191. van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of dentistry*. 2006;34(10):763-769.
192. Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of dentistry*. 2006;34(3):179-184.
193. Ozsevik AS, Yildirim C, Aydin U, Culha E, Surmelioglu D. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Australian Endodontic Journal*. 2016;42(2):82-87.
194. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental Materials*. 2018;34(4):598-606.
195. Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Mechanical properties and radiopacity of flowable fiber-reinforced composite. *Dental Materials Journal*. 2019;38(2):196-202.
196. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr P. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res*. 2009;88(Spec Iss A):1651.
197. Oskoei SS, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2014;11(6):665.
198. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Australian dental journal*. 1998;43(2):81-86.
199. Yavari H, Samiei M, Eskandarinezhad M, Shahi S, Aghazadeh M, Pasvey Y. An in vitro comparison of coronal microleakage of three orifice barriers filling materials. *Iranian endodontic journal*. 2012;7(3):156.
200. Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S. Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal*. 2016;35(3):523-531.
201. Yasa B, Arslan H, Yasa E, Akcay M, Hatirli H. Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2016;74(2):96-102.
202. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental materials*. 2007;23(11):1356-1362.
203. Ereifej NS, Oweis YG, Altarawneh SK. Fracture of fiber-reinforced composites analyzed via acoustic emission. *Dental Materials Journal*. 2015;34(4):417-424.
204. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of dentistry*. 2014;42(9):1143-1150.

205. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*. 1989;15(11):512-516.
206. Sedgley CM. Are Endodontically Treated Teeth more Brittle? *J Endod*. 1992;18(7).
207. Korasli D, Ziraman F, Ozyurt P, Cehreli SB. Microleakage of self-etch primer/adhesives in endodontically treated teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138(5):634-640.
208. Garlapati TG, Krithikadatta J, Natanasabapathy V. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material—An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2017;61(4):464-470.
209. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dental Materials*. 1994;10(2):116-121.
210. Lassila L, Keulemans F, Vallittu PK, Garoushi S. Characterization of restorative short-fiber reinforced dental composites. *Dental Materials Journal*. 2020;39(6):992-999.
211. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2006;64(5):281-285.
212. Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, Säilynoja E. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;60:331-338.
213. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of dentistry*. 2016;52:70-78.