



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TİPTEKİ KANAL İÇİ MEDİKAMENT
VE KÖK KANAL PATLARININ İKİ FARKLI
ZAMAN ARALIĞINDA KÖK DENTİN
KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Damla AKKAYA

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba KOŞAR

TRABZON-2025



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TİPTEKİ KANAL İÇİ MEDİKAMENT
VE KÖK KANAL PATLARININ İKİ FARKLI
ZAMAN ARALIĞINDA KÖK DENTİN
KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Damla AKKAYA
ORCID: 0000-0003-1176-2679

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba KOŞAR
ORCID: 0000-0001-5764-5510

TRABZON-2025

ONAY



BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını tezimin Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinasyon birimi tarafından TDH-2024-15877 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

24/09/2025

Damla AKKAYA

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini sabır ve hoşgörü ile bana aktarmasından mutluluk duyduğum danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Tuğba Koşar'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana rehberlik eden değerli hocalarım Prof. Dr. Tamer Taşdemir'e, Doç. Dr. Davut Çelik'e, Dr. Öğr. Üyesi Nihan Çelik Uzun'a,

Deney çalışmalarım sırasında gösterdikleri ilgi ve yardımları için Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği'nden Sayın Prof. Dr. Gençaga Pürçek'e ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Harun Yanar'a, çalışmamızın istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Davut Çelik'e, örneklem büyüklüğü hesaplamasında yardımlarını esirgemeyen Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Tamer Tüzüner'e, Makine Mühendisliği Malzeme Bilim Dalı akademik personellerine, projemi destekleyerek hayata geçirmemde katkılarından ötürü Karadeniz Teknik Üniversitesi BAP birimine,

Asistanlık hayatım boyunca her anımı paylaştığım ve desteğini hep yanımda hissettiğim sevgili uzman kıdemlim İzel Topal'a ve uzman kıdemlilerim Ece Ezgi Kurt, Murat Taşdemir, Sevil Zırlı, Tunahan Aktaş ve çalışma arkadaşlarım Münevver Kaya, Şeyma Kandemir Genç, Simge Uzun, Zeynep Rumeysa Sanlav, Rahime Gizem Demir, Taylan Çetiner, Tuğçe Nur Yavuz, Rumeysa Kara ve deney sürecimde destekleriyle katkıda bulunan Abdulrahman Neccaroğlu, Okan Yadigaroglu, Fatmagül Kaderli, Cihan Mintaş ve Helin Merve Özalp'e,

Güler yüzleri ve yardımlarıyla çalışmalarımı kolaylaştıran bölüm personellerimiz Betül Akçay, Hilal Tandoğan, Seda Albayrak, Zeynep Dağtekin, Merve Erbay, Ebru Çakır'a, Yeşim Yılmaz Aydın'a,

Hayatım boyunca her başarımda emeği olan, maddi manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve ilgisiyle bana destek olan sevgili annem Hatice Akkaya'ya, babam Hüseyin Akkaya'ya, anaaneannem Şehriye Öztör'a ve dedem Mehmet Öztör'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Damla AKKAYA

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

viii

ŞEKİLLER DİZİNİ

ix

RESİMLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xiv

ÖZET

xvi

ABSTRACT

xvii

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

4

2.1. Kök Kanal Tedavisi

4

2.1.1. Kanal İçi Medikament

4

2.1.1.1. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Bileşikler

6

2.1.1.2. Antibakteriyel Etkili Antibiyotikler

7

2.1.1.3. Non-Fenolik Biyosidal Ajanlar

7

2.1.1.4. Fenolik Bileşikler

8

2.1.1.5. İyot Bileşikleri

8

2.1.1.6. Bio-C Temp

9

2.1.2. Kök Kanal Dolgu Materyalleri

10

2.1.2.1. Güta-Perka

10

2.1.2.2. Kök Kanal Dolgu Patları

11

2.1.2.2.1. Çinko Oksit Öjenol Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

11

2.1.2.2.2. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

12

2.1.2.2.3. Öjenol İçermeyen Kök Kanal Dolgu Patları

12

2.1.2.2.4. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

12

2.1.2.2.5. Rezin Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

13

2.1.2.2.6. Silikon Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

13

2.1.2.2.7. Medikamentli Kök Kanal Dolgu Patları	14
2.1.2.2.8. Tri/Dikalsiyum Silikat Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları	14
2.2. Dişin Kırılma Direncini Etkileyen Kanal Tedavi Prosedürleri	15
2.2.1. Giriş Kavitesi	15
2.2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	16
2.2.3. Kök Kanal İrrigasyonu	16
2.2.4. Kanal İçi Medikament Kullanımı	17
2.2.5. Kök Kanal Dolumunda Kullanılan Kök Kanal Patları ve Dolgu Materyalleri	18
3. GEREÇ ve YÖNTEM	20
3.1. Etik Kurul Onayı	20
3.2. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	20
3.3. Örnek Seçimi	20
3.4. Örneklerin Hazırlanması	21
3.5. Kök Kanallarının Preparasyonu ve İrrigasyonu	22
3.6. Kanal İçi Medikament Uygulaması	23
3.7. Kanal İçi Medikament Uzaklaştırma	25
3.8. Kök Kanal Dolumu	26
3.9. Kırılma Direnci Testinin Uygulanması	30
3.10. Kırık Tipleri	33
3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu ve Enerji Dağılımlı X- Işını Spektroskopi Analizi	33
3.12. İstatistiksel Analiz	36
4. BULGULAR	37
4.1. Kırılma Direnci	37
4.2. Kırık Tipi	41
4.3. TEM-EDX Analizi	42
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	71
7. KAYNAKLAR	73
EKLER	96
Ek 1. Etik Kurul Onayı	97
ÖZGEÇMİŞ	100

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Bir hafta medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	37
Tablo 2. Bir ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	39
Tablo 3. Bir hafta ve 1 ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	40
Tablo 4. Bir hafta ve bir ay medikament uygulanan deney grupları ve medikamentsiz tek seans gruplardan alınan koronal, orta ve apikal kesitlerdeki Ca ve P yüzdelerinin (%) ve kalsiyum/fosfor (Ca/P) oranlarının ortalama $\pm$ standart sapma değerleri	52

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Ultracal XS ile medikament uygulanan grupların şeması	30
Şekil 2. Bio-C Temp ile medikament uygulanan grupların şeması	30
Şekil 3. Bir hafta medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	38
Şekil 4. Bir ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	39
Şekil 5. Bir hafta ve 1 ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri	40
Şekil 6. Kırık tipinin gruplara göre dağılımı	42

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Dişlerin (a) bukkio-lingual ve (b) mezyo-distal radyografileri	21
Resim 2. Dekorone edilen örnek dişin dijital kumpas ile ölçümü	22
Resim 3. Dekorone edilen örnek dişler	22
Resim 4. Ai-Motor Endomotor ve T-Endo Must 25/.06 ve 40/.04 eğeler	23
Resim 5. Ultracal XS	24
Resim 6. Ultracal XS ile doldurulan örneklerin (a) bukkio-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri	24
Resim 7. Bio-C Temp	25
Resim 8. Bio-C Temp ile doldurulan örneklerin (a) bukkio-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri	25
Resim 9. Pasif ultrasonik cihaz	26
Resim 10. AH Plus kanal patı	27
Resim 11. AH Plus ve güta-perka ile doldurulan örneklerin (a) bukkio-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri	27
Resim 12. Bio-C Sealer kanal patı	28
Resim 13. Bio-C Sealer ve güta-perka ile doldurulan örneklerin (a) bukkio-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri	28
Resim 14. Paslanmaz çelik kalıplar içerisinde akrile gömülen örnekler	31
Resim 15. Instron cihazına yerleştirilen örnek	32
Resim 16. Instron cihazı	32
Resim 17. Kırıcı uç ve örnek	33
Resim 18. Kırıcı uç ve çelik silindirik kalıp	33
Resim 19. Microcut cihazı	34
Resim 20. Dijital kumpasla yapılan kesit ölçümü	34
Resim 21. SPI-Module Sputter Coater cihazı	35
Resim 22. Thermo Scientific Apreo 2S	35
Resim 23. Vertikal kırık örneğinin (a) üstten, (b) yandan görüntüsü.	41
Resim 24. Çok parçalı kırık örneğinin (a) üstten, (b) yandan görüntüsü.	41

- Resim 25.** Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 43
- Resim 26.** Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 140x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 120x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 43
- Resim 27.** Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 75x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 150x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 44
- Resim 28.** Bir hafta Ultracal XS+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 75x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 75x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 75x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 45

- Resim 29.** Bir hafta Ultracal XS+AH Plus orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus orta 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 46
- Resim 30.** Bir hafta Ultracal XS+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 150x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 150x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 150x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 47
- Resim 31.** Bir ay Ultracal XS+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 48

- Resim 32.** Bir ay Ultracal XS+AH Plus orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus orta 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 140x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 49
- Resim 33.** Bir ay Ultracal XS+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 150x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 140x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 140x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 140x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir. 50
- Resim 34.** 100x büyütmedeki TEM görüntüsü üzerinden belirlenen 3 farklı alan 51

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)
ANOVA	Analysis of Variance (Varyans Analizi)
ANSI	Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü
Ca(OH)₂	Kalsiyum hidroksit
CLSM	Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop
CMI	Conventional Manual Irrigation (Konvansiyonel manuel irrigasyon)
DAP	Double Antibiotic Paste (Çiftli antibiyotik patı)
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
EDX	Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
mL	Mililitre
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
NaOCl	Sodyum hipoklorit
PDL	Periodontal ligament
PUI	Passive Ultrasonic Irrigation (Pasif ultrasonik irrigasyon)
REP	Regenerative Endodontic Procedure (Rejeneratif endodontik prosedür)
SC	Single Cone (Tek kon tekniği)
TEM	Taramalı elektron mikroskobu
SS	Standart sapma
TAP	Triple Antibiotic Paste (Üçlü antibiyotik patı)
WVC	Warm Vertical Compaction (Sıcak vertikal kompaksiyon)

Simgeler

>	Büyük
≥	Büyük eşit
<	Küçük
±	Artı-eksi
°C	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
%	Yüzde
/	Bölü

Formüller

Ca	Kalsiyum elementi
Ca/P	Kalsiyum / Fosfor oranı
N	Newton (Kuvvet birimi)
P	Fosfor elementi
pH	Çözeltide hidrojen iyonu konsantrasyonunun negatif logaritması



ÖZET

Farklı Tipteki Kanal İçi Medikament ve Kök Kanal Patlarının İki Farklı Zaman Aralığında Kök Dentin Kırılma Direnci Üzerine Etkisi

Bu çalışmanın amacı farklı tipteki kanal içi medikament (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında kök dentini kırılma direnci üzerine etkisini incelemektir.

Bu çalışmada 170 adet tek köklü insan alt premolar dişi kullanıldı. Örnekler; negatif kontrol (hazırlanmamış ve doldurulmamış, n=10), pozitif kontrol (hazırlanmış ancak doldurulmamış, n=10) ve deney grupları (10 grup, n=15) olmak üzere üç ana gruba ayrıldı. Deney grupları ve pozitif kontrol gruplarında kök kanalları kemomekanik olarak şekillendirildi. Medikament uygulanmayan tek seans gruplar, AH Plus veya Bio-C Sealer ile dolduruldu. Medikament uygulanan gruplarda ise kök kanallarına 1 hafta veya 1 ay süreyle Ultracal XS veya Bio-C Temp uygulandı, ardından AH Plus veya Bio-C Sealer ile kök kanal dolumu gerçekleştirildi. Tüm örneklerin kırılma dirençleri evrensel test cihazında vertikal yükleme uygulanarak ölçüldü. Ayrıca, deney gruplarının pat-dentin bağlantı bölgeleri, EDX analizi de içeren TEM ile incelendi. Veriler One-way ANOVA ve post hoc Tukey HSD testleri ile analiz edildi.

En yüksek kırılma direnci negatif kontrol grubunda, en düşük ise pozitif kontrol grubunda saptandı. Medikament uygulanmayan tek seans dolum grupları, medikament uygulanan gruplara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci gösterdi. Medikamentsiz tek seans AH Plus ve Bio-C Sealer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Benzer şekilde, Ultracal XS veya Bio-C Temp uygulamasının ardından AH Plus ya da Bio-C Sealer ile doldurulan gruplar arasında da anlamlı fark gözlenmedi. Ayrıca, medikament uygulama süresinin (1 hafta – 1 ay) kırılma direnci üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı belirlendi.

Farklı tipteki kanal içi medikament (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patları (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında kök dentin kırılma direnci üzerinde benzer etkiler göstermiştir. Bununla birlikte, dentin yüzeyinde kalıntı bırakma eğilimleri nedeniyle hem Ultracal XS hem de Bio-C Temp uygulamaları, kök dentin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemiştir.

Anahtar Kelimeler: Bio-C Temp, Kalsiyum hidroksit, Kök kanal patı, Kırılma direnci

ABSTRACT

Influence of Different Types of Intracanal Medicament and Root Canal Sealers on Root Dentin Fracture Resistance at Two Different Time Intervals

The aim of this study was to investigate the influence of different types of intracanal medicaments (Ultracal XS, Bio-C Temp) and root canal sealers (AH Plus, Bio-C Sealer) on root dentin fracture resistance at different time intervals.

One hundred seventy single-root human mandibular premolar teeth used. Samples were divided into three main groups: negative control (unprepared and unfilled, n=10), positive control (prepared but unfilled, n=10), and experimental groups (10 groups, n=15). The root canals in the experimental groups and positive group were prepared chemomechanically. The single-visit groups without medicament were obturated with either AH Plus or Bio-C Sealer. In the medicament-applied groups, Ultracal XS or Bio-C Temp was applied to the root canals for 1 week or 1 month, followed by root canal filling with AH Plus or Bio-C Sealer. Fracture resistance of all samples was measured using a universal testing machine under vertical loading. Additionally, the sealer-dentine junction areas of the experimental groups were examined using SEM, including EDX analysis. Data were analyzed using One-way ANOVA and post hoc Tukey HSD tests.

Fracture resistance was highest in the negative control and lowest in the positive control. Single-visit obturation without medicament demonstrated significantly higher fracture resistance compared to the medicament-applied groups. No significant differences were found the single-visit AH Plus and Bio-C Sealer without medicament. Similarly, no significant difference was observed between the groups obturated with AH Plus or Bio-C Sealer after application of Ultracal XS or Bio-C Temp. Furthermore, the time of medicament application (1 week- 1 month) was found to have no significant effect on fracture resistance.

Different types of intracanal medicaments (Ultracal XS, Bio-C Temp) and root canal sealers (AH Plus, Bio-C Sealer) have shown similar effects on root dentin fracture resistance at different time intervals. However, due to their tendency to leave residues on the dentine surface, both Ultracal XS and Bio-C Temp applications have negatively affected root dentine fracture resistance.

Keywords: Bio-C Temp, Calcium hydroxide, Root canal sealer, Fracture resistance

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavi; dişin doğal işlevini sürdürebilmesini sağlamak, periapikal periodontitisi önlemek veya mevcut enfeksiyonu tedavi etmek amacıyla uygulanan çok aşamalı bir işlemdir (1, 2). Diş kırıkları, diş hekimliğinde ciddi bir sorun olarak kabul edilmekte olup; diş çürüğü ve periodontal hastalıklardan sonra diş kaybının en sık görülen üçüncü nedeni olarak öne çıkmaktadır (3, 4). Birçok *in-vivo* çalışma, diş kırığının başlıca nedenlerinden biri olarak endodontik tedaviyi işaret etmektedir (5, 6).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılma eğilimini etkileyen çeşitli risk faktörleri bulunmaktadır. Bu faktörler; kimyasal, mikrobiyal, dentinle ilgili, restoratif ve yaşa bağlı olarak sınıflandırılabilir. Kimyasal faktörler, endodontik tedavi sırasında kullanılan irrigasyon ajanları ve kanal içi medikamentlerin dentin yapısına etkilerini içerirken; mikrobiyal faktörler, bakteri-dentin etkileşimi sonucu oluşan doku kayıplarıyla ilişkilidir. Dentin faktörleri, çürük ya da kavite preparasyonu nedeniyle oluşan doku kayıplarıyla bağlantılı olabilir. Restoratif faktörler, post ve core gibi uygulamaların, dişin dayanıklılığı üzerindeki etkilerini; yaşa bağlı faktörler ise dentin özelliklerinde zamanla meydana gelen değişiklikleri ifade eder (7). Ayrıca, bu dişlerde propriosepsiyonun azaldığına dair bulgular vardır, bu durum koruyucu reflekslerin zayıflamasına yol açabilir (6, 8).

Kök kanallarının kemo-mekanik hazırlığı, endodontik tedavinin temel adımlarından biridir. Bu süreçte mikrobiyal metabolizmayı baskılayan kimyasal etkileri, kök kanalında fiziksel bir bariyer oluşturarak mikroorganizmaların çoğalmasını engelleyen fiziksel katkıları ve periapikal iyileşmeyi destekleyen biyolojik özellikleri sayesinde, kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) en yaygın kullanılan kanal içi medikament olarak öne çıkmaktadır (9). Ancak, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in, dentin proteinlerini ve kollajendeki bağlayıcı ajanları denatüre ederek kök dentinini zayıflatabileceği ve dişleri kırılmaya daha yatkın hale getirebileceği bildirilmiştir (10, 11). Al-Hiyasat ve ark.'nın yaptığı çalışmada, premix formdaki $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (Ultracal XS; Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD)'in farklı sürelerde (7, 14, 30 ve 90 gün) uygulandığı dişlerde, maruziyet süresine bağlı olarak kök dentininde kırılma direncinin giderek azaldığı gözlemlenmiştir. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, ortalama kırılma direnci 7. günde yaklaşık %22, 14. günde %26, 30. günde %33 ve 90. günde ise %55 oranında azalma göstermiştir. Bu bulgular, Ultracal XS'in uzun süreli kanal içi kullanımının dentin yapısını olumsuz etkileyerek kök kırığı riskini artırabileceğini ortaya koymaktadır (12).

Kalsiyum silikat esaslı materyallerin gelişimi, araştırmacıları bu sorunu aşmak adına kalsiyum silikat esaslı medikamentlere yönlendirmiştir. Bu arayışın bir sonucu olarak, yüksek alkali pH düzeyi (13, 14) ve biyouyumluluğu (15) ile öne çıkan, kalsiyum silikat esaslı bir kanal içi medikament olan Bio-C Temp (Angelus, Londrina, Brezilya) geliştirilmiştir.

Kök kanal dolgu materyali ve kök kanal patı, kök kanal dentinine bağlanıp, kalan diş yapısını kırılmalara karşı daha dayanıklı hale getirmelidir. Böylece endodontik tedavi görmüş dişin uzun vadeli başarısı artabilir (16). Kök kanal patlarının dişlerin kırılma direncine olan etkisi konusunda literatürde çelişkili bulgular bulunmaktadır; bazı çalışmalar, çinko oksit öjenol ve epoksi rezin esaslı kanal patlarının yeterli güçlendirme sağlamadığını belirtirken (17, 18), bazıları epoksi rezin ve cam iyonmer esaslı patların olumlu etkilerine dikkat çekmektedir (16, 19). AH Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) yüksek fizikokimyasal özelliklere sahip, dentine bağlanma mukavemeti yüksek, çalışmalarda altın standart olarak kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal patıdır (20, 21).

Son yıllarda, kalsiyum silikat esaslı patlar; küçük partikül boyutları, bakterisidal etkileri ve üstün fizikokimyasal özellikleri sayesinde umut verici sonuçlar sunmaktadır (22). Bu materyaller, sertleşme sırasında genleşme göstermeleri (23) ve pat ile dentin arasındaki temas bölgesinde hidroksiapatit oluşumuyla kimyasal bağlanma sağlamaları (24) sayesinde, mükemmel sızdırmazlık özellikleri sunar (25). Ayrıca kalsiyum silikat esaslı patlar dentin tübüllerindeki nemi kullanarak reaksiyonu başlatır ve tamamlar; dentine bağlanarak mekanik bağlantıların birbirine kenetlenmesini sağlar (26). Bir bağ oluşumu ile birlikte (27, 28), mineral infiltrasyon bölgesi boyunca hidroksiapatit üretimiyle sonuçlanan bu süreç, “tübüler difüzyon” olarak adlandırılmaktadır (29) Al-Hiyasat ve ark.’nın araştırmasında kullanılan dolum tekniğinden bağımsız olarak kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal patının kırılmalara karşı kök kanal yapısını güçlendirdiği ve gruplar arasında en yüksek kırılma direnci değerlerine ulaşıldığı rapor edilmiştir (30). Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brezilya), premix formda sunulan kalsiyum silikat esaslı kök kanal patlarından biridir (31).

Kök kanal sistemi içinden tamamen uzaklaştırılamayan Ca(OH)_2 kalıntıları, kök kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyonunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (32). Mevcut literatürde, dentin duvarında kalan kalsiyum silikat esaslı medikament (Bio-C Temp) kalıntılarının kök kanal sistemi obtürasyonu üzerindeki etkisine dair yeterli kanıt

bulunmamaktadır. Son zamanlarda Escobar ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, Bio-C Temp ve Ca(OH)_2 kalıntılarının; epoksi rezin ve kalsiyum silikat esaslı kök kanal patlarının bağlanma dayanımı ve adeziv arayüz oluşumu üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmada, Bio-C Temp kalıntılarının, kalsiyum silikat esaslı kanal patının adaptasyonunu iyileştirdiği gösterilmiştir (33). Ayrıca, üretici firma, kalsiyum silikat esaslı kök kanal medikamenti Bio-C Temp ile medikasyon yapıldıktan sonra dolumun Bio-C Sealer kanal patı ile yapılmasını önermektedir (34).

Literatürde Bio-C Temp'in dişlerin kırılma direnci üzerindeki etkisine ilişkin herhangi bir çalışma bulunmamakla birlikte, Kahler ve Swain'in derlemesinde Ca(OH)_2 ile ilgili çalışmalardaki çelişkili sonuçlara değinilmiş ve uygulama süresinin de kırılma direnci üzerinde etkili olabileceği belirtilmiştir (35). Öte yandan kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal patı olan Bio-C Sealer rezin esaslı AH Plus kök kanal patına göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir (36). Bu bilgiler dahilinde, bu çalışmanın amacı farklı tipteki kanal içi medikament (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında (1 hafta, 1 ay) kök dentini kırılma direnci üzerine etkisini incelemektir. Oluşturulan sıfır hipotezleri şunlardır:

- H₀₁: Farklı tipteki kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur.
- H₀₂: Farklı tipteki kanal içi medikamentlerin (Ultracal XS, Bio-C Temp) kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur.
- H₀₃: İki farklı zaman aralığında (1 hafta, 1 ay) uygulanan kanal içi medikamentlerin kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur.
- H₀₄: Farklı kanal içi medikament ve kök kanal patı etkileşiminin kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisi

Endodontik tedavinin temel hedefi, kök kanal boşluğunu tamamen temizlemek ve üç boyutlu olarak tıkamaktır (37). Kök kanal tedavisi sırasında yapılan kemomekanik hazırlık, mekanik şekillendirme yöntemlerinin antibakteriyel solüsyonlarla birlikte kullanıldığı kanal dezenfeksiyonunda rol oynayan önemli bir işlemdir. Bu aşamanın ardından, kök kanal dolumu ve koronal restorasyon yapılarak mikroorganizmaların kanala giriş yolları kapatılır. Böylece, geriye kalan mikroorganizmaların izole edilmesi ve çoğalmalarının engellenmesi amaçlanır (38).

Kök kanal tedavisinin uzun dönem başarısında, mekanik hazırlık, irrigasyon ve kanal içi medikament kullanımıyla kanal içerisindeki bakterilerin eliminasyonu büyük önem taşımaktadır (39, 40). Kanal içi medikamentler, seanslar arasında temizlik ve dezenfeksiyon sağlanmasına katkıda bulunur (41).

2.1.1. Kanal İçi Medikament

Yirminci yüzyılın başlarında endodontik tedavide önerilen yaklaşım, nekrotik pulpaya sahip dişlerde yalnızca güçlü antiseptik ajanların pulpa odasına uygulanmasıyla sınırlıydı. O dönemde mekanik ve kimyasal debridmanın önemi tam olarak anlaşılamadığından, kanal içi medikamentlerin hem yüksek antimikrobiyal etkiye sahip hem de dentin içerisine derinlemesine penetre olabilen özellikte olması istenmekteydi. Bu amaçla, dezenfeksiyonu sağlamak için çeşitli toksik maddeler kullanılmıştır (42). Ancak günümüzde, dentin içerisinde bulunan debris varlığında bu medikamentlerin etkisinin öngörülemez olduğu ve kök kanal sisteminin yeterli şekilde dezenfekte edilebilmesi için tek başına yeterli olmadıkları bilinmektedir (43, 44). Son otuz yılda ise, büyütmeli görüntüleme teknolojileri, ısıtılabilir uygulanmış nikel-titanyum eğe sistemleri ve gelişmiş irrigasyon protokollerinin kullanımının yaygınlaşması, klinisyenlerin karmaşık endodontik vakaları ve ilişkili semptomları tek seansta etkin biçimde yönetebilme kapasitesini önemli ölçüde artırmıştır (45). Tek seans tedaviler hastaların tedaviye uyumunu kolaylaştırırken, ara seanslarda gelişebilecek re-enfeksiyon riskini de azaltmaktadır. Ancak, uzun vadede tek seans tedavi başarısını çok seans tedavilerle karşılaştıran bir çalışma mevcut değildir (46, 47). Daha önce yapılan çalışmalar, periradiküler lezyonla ilişkili enfekte kök kanallarındaki başarı yüzdesinin, negatif kültür örneği alınan vakalarda oldukça yüksek olduğunu göstermiştir. Bu da enfekte diş tedavilerinde kanal içi medikament kullanımının

gerekliliğine işaret etmektedir (48). Ayrıca Trope ve Bergenholtz (49) bir yıllık takipte, kanal içi medikament kullanılan vakalarda kullanılmayanlara göre başarı oranı farkının %10'a ulaştığını bildirmiştir.

Uzun süreli enfeksiyon varlığı, kompleks apikal anatomi gibi erişimi güç mikrobiyal alanlar, ekstraradiküler enfeksiyon, büyük apikal kistler ve immün yetmezlik durumları endodontik tedavinin prognozunu olumsuz etkileyebilmektedir. Bu gibi multifaktöriyel olgularda, mekanik debridman sonrasında kanal içi medikament uygulanması, semptomatik iyileşmenin tedavi tamamlanmadan önce değerlendirilmesine olanak tanıyarak klinik açıdan avantaj sağlayabilir (45, 50).

Kanal içi medikamentlerin kullanım amaçları şunlardır:

1. Kanal enstrümantasyonun ardından kalan mikroorganizmaların elimine edilmesi (45)
2. Pulpa kalıntıları ile periapikal dokulardaki inflamasyonun azaltılması (51)
3. Kanal içeriğinin inert hale getirilmesi ve doku kalıntılarının nötralize edilmesi (52)
4. Geçici dolgu materyalinin sızıntısına karşı koruyucu bir bariyer oluşturulması (15)
5. Kurulanamayan kanalların kurutulmasına yardımcı olunması (52)

Endodontik tedavide kök kanal dezenfeksiyonunu sağlamak amacıyla beş temel antimikrobiyal ajan grubu kullanılmaktadır:

- a. Kalsiyum hidroksit esaslı bileşikler,
- b. Antibakteriyel etkili antibiyotikler,
- c. Non-Fenolik biyosidal ajanlar,
- d. Fenolik biyosidal ajanlar,
- e. İyot türevleri ve bileşikleri (53).

Ayrıca, kalsiyum silikat esaslı materyallerin gelişimi ve sunduğu olumlu sonuçlar, araştırmacıları bu materyallerin farklı endodontik uygulamalarda kullanımını araştırmaya teşvik etmiştir. Bu doğrultuda, Bio-C Temp, ilk kalsiyum silikat esaslı kanal içi medikament olarak geliştirilmiştir (54).

2.1.1.1. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Bileşikler

1920'lerden bu yana Ca(OH)_2 , diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde ise hâlâ dünya genelinde en çok tercih edilen kanal içi medikamentlerden biridir (9). Suda düşük çözünürlüğe sahip olması, canlı dokularla temas ettiğinde çözünme sürecinin uzun sürmesine neden olur; bu da onu avantajlı kılan bir özelliktir (55). Ca(OH)_2 , bakteriyel türlerin ve bunların alt ürünlerinin temizlenmesinde etkilidir ve bu antibakteriyel etkinliğini, alkali yapısından alır. Serbest radikallerin (hidroksil iyonları) salınması ile bakteri duvarını yok eder ve mikroorganizmaların ölümüne sebep olur (56). Ayrıca, alkalın fosfataz gibi doku enzimlerinin aktivasyonu, mineralizasyon sürecini desteklerken, bakteriyel enzimler üzerinde baskılayıcı etki göstererek antimikrobiyal bir özellik sergiler. Bu medikamentin, hidroksil ve kalsiyum iyonlarıyla gerçekleştirdiği biyolojik etkileşimler, söz konusu süreçleri daha da güçlendirebilir (57–59). Hücre göçü, hücre çoğalması ve mineralizasyon sürecinde kalsiyum iyonlarının rolü oldukça önemlidir. Bunun yanı sıra, lipopolisakkaritleri inaktive ederek periapikal dokuların iyileşmesini destekleyici bir etki de gösterir (53). Ca(OH)_2 'in öldürücü etkileri, çeşitli mekanizmalara dayanır (9):

a. Kimyasal Etkiler

- Mikrobiyal hücre zarının hidroksil iyonları aracılığıyla bozulması
- Enzim fonksiyonlarının baskılanması ve hücresel metabolizmanın bozulması
- DNA yapısının parçalanarak replikasyon sürecinin engellenmesi

b. Fiziksel Etkiler

- Kök kanal boşluğunu doldurup fiziksel bir bariyer oluşturması ve bakterilerin bu bölgeye girişini önlemesi
- Mikroorganizmaların gelişimi için gerekli olan besin maddelerinin sınırlandırılması ve çoğalma alanlarının kısıtlanması sonucu canlılıklarının sona ermesi

Ca(OH)_2 'in biyolojik özellikleri ise şunlardır:

- Sudaki düşük çözünürlüğü ve sınırlı yayılma kapasitesi nedeniyle biyoyumlu olması
- Enfekte olmuş diş köklerinin çevresinde periapikal sert dokunun iyileşmesini desteklemesi
- Kök rezorpsiyonunu inhibe edip, travma sonrası periapikal iyileşmeyi teşvik ederek koruyucu bir rol üstlenmesi

Ca(OH)₂, etkisini yavaş gösterir ve yeterli antimikrobiyal etki için kök kanalında en az bir hafta boyunca bekletilmesi gerekmektedir. Uygun şekilde yerleştirilip yeterli süre uygulandığında, kök kanal dezenfeksiyonunda yüksek oranda başarı gözlemlenmiştir (60).

2.1.1.2. Antibakteriyel Etkili Antibiyotikler

Antibiyotik içeren ticari preparatlar, tek bir antibiyotik içerebileceği gibi, birden fazla antibiyotiğin kombinasyonunu ve bazı durumlarda kortikosteroid gibi ek bileşenleri de içerebilir. Metronidazol, siprofloksasin ve minosiklin antibiyotik kombinasyonunun eşit oranda birleştirilip oluşturulduğu üçlü antibiyotik patı (TAP), polimikrobiyal enfeksiyonların etkin şekilde tedavi edilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Tek bir antibiyotiğin yetersiz kaldığı durumlarda, bu kombinasyon bölgenin tamamen dezenfekte edilmesini sağlar ve birlikte kullanımları sayesinde mikrobiyal direnç gelişme riskini önemli ölçüde azaltır (61). Günümüzde en yaygın kullanılan antibiyotikli preparatlardan ikisi Ledermix (Lederle Pharmaceuticals, Almanya) ve Septomixine Forte (Septodont, Fransa) patlarıdır. Bu ürünler, içeriklerindeki kortikosteroid sayesinde anti-inflamatuvar özellik de göstermektedir. Ledermix'in mevcut formülü, %3.2 demecloksiklin HCl (tetrasiklin grubu bir antibiyotik) ve %1 triamcinolone asetonid (kortikosteroid) içeren polietilen glikol esaslı bir kombinasyon şeklinde sunulmaktadır. İçeriğinde yer alan demecloksiklin ve triamcinolone, dentin tübülleri ve sement yoluyla periodontal ve periapikal dokulara ulaşabilme özelliğine sahiptir (53).

TAP kullanımında en sık karşılaşılan sorunlardan biri, minosiklin içeriği nedeniyle oluşan diş renklenmesidir. Bu durumu önlemek amacıyla, minosiklin yerine amoksisilin veya sefaklor gibi alternatif antibiyotikler önerilmektedir. Ayrıca dentin bağlayıcı ajanların uygulanması da renklenmeyi azaltmada etkili bulunmuştur (62). Yapılan çalışmalar, TAP'ın Ledermix, poliantibiyotik pat ve Septomixine Forte gibi diğer antibiyotik içerikli patlara kıyasla diş renklenmesiyle en fazla ilişkilendirilen ajan olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle, bazı olgularda yalnızca siprofloksasin ve metronidazol içeren ikili antibiyotikli pat (DAP) alternatif olarak önerilmektedir. Bununla birlikte, bazı araştırmalar hem TAP hem de DAP'ın bir ay süreyle uygulanmasının dentin mikrosertliğinde anlamlı bir azalmaya neden olduğunu bildirmiştir (63).

2.1.1.3. Non-Fenolik Biyosidal Ajanlar

Alkol (ör. etanol), aldehit (ör. formaldehit, glutaraldehit), biguanid (ör. klorheksidin), kuaterner amonyum bileşikler (QAC'ler), çinko ve fenolik bileşikler (ör.

esansiyel yağlar, fenileterler ve triklosan) yaygın kullanılan biyositler arasındadır. Bazı biyositler, özellikle klorheksidin tuzları ve QAC'ler, antiseptik ve dezenfektan olarak kullanılır (64).

Klorheksidin, aerobik ve anaerobik mikroorganizmalar ile *Candida* türlerine karşı geniş bir etki spektrumuna sahiptir. Alkali ortamda etkisi artarken, asidik ortamda antimikrobiyal etkinliği azalır (53, 65). Düşük dozlarda bakteri üremesini durdururken, yüksek dozlarda bakterisidal etki gösterir (66). Klorheksidin, kök kanal dentinine bağlanarak 12 haftaya kadar antimikrobiyal özelliğini sürdürebilir. Bu uzun süreli etkiyi sağlamak için dentinle yeteri kadar etkileşime girmesi gerekir (67). Bu nedenle, yalnızca irrigasyon solüsyonu olarak değil, aynı zamanda kanal tedavisi sürecinde en az 7 gün süreyle kanal içi medikament olarak kullanılması önerilmektedir (68).

2.1.1.4. Fenolik Bileşikler

Fenolik ajanlar, genellikle pamuk pelet veya kağıt kon aracılığıyla pulpa odası ya da kök kanalı içerisine uygulanır (60). Bu uygulama ile medikamentin buharlaşarak antimikrobiyal etkisini göstermesi amaçlanır. Endodontik tedavide kullanılan kafurlanmış monoklorofenol (CMCP) gibi maddeler, kök kanal sistemine nüfuz ederek mekanik temizleme ve irrigasyon sonrasında kalan mikroorganizmalarla etkileşime geçmeyi hedefler (69).

Kök kanalının apikal bölgesi ile dentin tübülleri içerisindeki antimikrobiyal etkinlik, ilacın buharlaşma kapasitesine bağlıdır. Bu nedenle, ilacın gaz fazına geçerek kanal sisteminin tamamına yayılması ve mikroorganizmalarla doğrudan temas edebilmesi büyük önem taşır (53).

2.1.1.5. İyot Bileşikleri

İyot bakterilere, mantarlara, virüslere ve sporlu mikroorganizmalara karşı hızlı etkinlik gösteren bir antiseptiktir. Sulu iyot çözeltileri stabil değildir ve antimikrobiyal etkileri büyük ölçüde moleküler iyot (I_2) tarafından sağlanır. İyodoforlar ise, iyotun aktif serbest formunun kontrollü salınımını sağlayan taşıyıcı veya çözüldürücü ajanlarla oluşturulan komplekslerdir (70). Endodontik tedavilerde, dokuya daha az zarar verdiği belirlenen %2'lik iyot-potasyum iyodür (IPI) solüsyonu yaygın olarak tercih edilmektedir (70). İnsan dişleri üzerinde yapılan araştırmalarda, dentin tübüllerindeki *Enterococcus faecium* bakterisinin üremesini engellemek için %2 IPI ile en az 1-2 saatlik temas süresinin

gerektiği, buna karşılık Ca(OH)_2 kullanılan örneklerde, uygulamadan 24 saat sonra dahi bakteriyel üremenin devam ettiği bildirilmiştir (71).

2.1.1.6. Bio-C Temp

Kalsiyum silikat esaslı materyaller, tıp ve diş hekimliği alanlarında onarım ve rekonstrüksiyon amacıyla geliştirilmiştir (13). Özellikle kök kanal dolgu materyali, apeksifikasyon, revaskülarizasyon, kök ucu dolgusu, konservatif pulpa tedavileri, perforasyon onarımları ve rezorpsiyon işlemlerinde kalsiyum silikat esaslı simanlar olarak kullanıldıkları için endodontide önemli bir yere sahiptirler (72). Üstün biyouyumlulukları sayesinde diş dokusuyla kimyasal etkileşime girerek bağ oluşturabilirler ve nemli ortamlarda sorunsuz bir şekilde uygulanabilirler. Bunun yanı sıra, etkili sızdırmazlık sağlamaları ve yeterli radyoopaklık sunmaları, klinik kullanım açısından önemli avantajlar sunar (73).

Kalsiyum silikatın yüksek biyouyumluluğu ve biyoaktif özellikleri, biyoseramik materyallerin endodontide popülerlik kazanmasına neden olmuştur (73). Bu materyaller, yüzeylerinde hidroksiapatit oluşumunu teşvik ederek doku iyileşmesini hızlandırır (74). Biyoaktif yapıları sayesinde, osteoblastların canlılığını ve farklılaşmasını destekler, ayrıca periapikal iyileşme sürecinde rol oynayan hücrelerin aktivitesine de katkı sağlar (20, 75). Mineralize doku oluşumunu teşvik etmeleri nedeniyle, günümüzde kalsiyum silikat esaslı yeni materyallerin geliştirilmesine yönelik ilgi giderek artmaktadır (13).

Angelus firması, premix biyoseramik esaslı bir kanal içi medikament olan Bio-C Temp'i geliştirmiştir. Bio-C Temp, endodontik tedavi veya yeniden tedavi sırasında, pulpotomi uygulamalarında ve gelişimini tamamlamamış kalıcı dişlerin apeksifikasyonunun indüklenmesinde kanal içi pansuman materyali olarak tavsiye edilmektedir (13, 76). Üretici firma tarafından sağlanan bilgilere göre, Bio-C Temp'in içeriğinde kalsiyum silikatlara ek olarak kalsiyum alüminat, kalsiyum oksit, baz reçine ve radyoopasite sağlayan kalsiyum tungstat ve titanyum oksit bulunmaktadır (34). Ayrıca, bu materyal ISO 6876 standartlarına uygun olup, yüksek alkaliniteye ($\text{pH} = 12 \pm 1$) ve yüksek derecede radyoopasiteye ($\geq 9 \text{ mm Al}$) sahiptir. Uluslararası Standardizasyon Örgütü'nün (ISO, 2012) belirlediği kriterlere göre, endodontik materyallerin en az 3 mm alüminyum eşdeğerinde radyoopak olması önerilmektedir (76).

Bio-C Temp düşük çözünürlüğe sahip bir materyal olması nedeniyle kanal duvarlarıyla uzun süre temas sağlayabilir ve hidroksil (OH^-) ile kalsiyum (Ca^{+2}) iyonlarını

sürekli ve kontrollü bir şekilde serbest bırakabilir. Bu özellik, ortamın pH seviyesini yükselterek bakterilerin üremesi için elverişsiz bir mikroçevre oluşturur ve aynı zamanda doku iyileşme sürecini destekler (33).

2.1.2. Kök Kanal Dolgu Materyalleri

Kök kanal dolumunun temel amacı, dezenfekte edilen kanalın yeniden mikrobiyal kontaminasyona uğramasını engellemektir. Bu amaç, genellikle gütaperka konularla birlikte kullanılan kök kanal patlarının, kanal içerisine bakteri ve onların metabolik ürünlerinin girişini sınırlandıracak etkin bir sızdırmazlık oluşturmasıyla sağlanır (77, 78). Kök kanal patları, özellikle gütaperka ile dentin duvarı arasında kalan boşlukların doldurulmasında kritik bir rol üstlenir (79).

2.1.2.1. Gütaperka

Gütaperka, şekillendirilmiş ve dezenfekte edilmiş kanal sistemlerinin doldurulmasında en yaygın tercih edilen dolgu materyalidir. Sapotaceae familyasına ait ağaçların kurutulmuş özsuyundan elde edilen bu madde, kauçuğun bir izomeri olmakla birlikte, daha sert, kırılğan ve elastikiyeti daha düşüktür (80). Kristal yapıya sahip gütaperka, α ve β fazlarında bulunabilir. Kimyasal ve fiziksel özellikleri arasındaki farklılıklar genelde minimal düzeydedir. Doğal formu α fazı iken, β fazı genellikle rafinasyon sürecinde oluşur ve endodontik uygulamalarda daha sık kullanılır. α fazı, daha akışkan bir yapıya sahip olup, daha düşük sıcaklıklarda yumuşama gösterir (81). Gütaperka konularının son hali, yaklaşık %20 gütaperka ve %80'e kadar çinko oksit içerecek şekilde hazırlanır. Renk ve radyografik kontrast sağlamak için metal tuzları ve boyalar eklenir. Ayrıca, bazı üreticiler bu materyallere dezenfektan özellik kazandırmak amacıyla Ca(OH)_2 , klorheksidin veya iyodoform gibi antimikrobiyal bileşenler de ilave etmektedir (82–84).

Gütaperkanın temel avantajları arasında yüksek plastisiteye sahip olması, kolay şekillendirilebilmesi, minimal toksisite göstermesi, radyografik olarak opak olması ve ısı ya da çözücülerle kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi sayılabilir. Ancak, dentine adezyon göstermemesi ve ısıtıldığında soğuma sürecinde büzülme eğilimi göstermesi, materyalin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır (85). Günümüzde, belirli döner veya resiprokal ege sistemleri ile şekillendirilen kök kanallarına uyum sağlayan ve her biri kendi sistemine özel olarak tasarlanmış gütaperka konuları içeren yeni döner şekillendirme sistemleri geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur (86).

2.1.2.2. Kök Kanal Dolgu Patları

Kök kanal patları, kök kanal dolgu materyali ile dentin duvarı arasındaki boşluğu kapatmak amacıyla kullanılan önemli bir bileşendir. Bu patlar, kanal dolumu sırasında hem lubrikant işlevi görür hem de kanal duvarlarına tutunarak yapışmayı sağlayan ince ve yapışkan bir yapıda bulunur (87). Bu özellikleri sayesinde, güta-perka konlarının kanala yerleşmesini ve sabitlenmesini kolaylaştırır. Ayrıca, dolgu materyallerinin ulaşamadığı boşlukları, lateral ve aksesuar kanalları doldurarak kanal sisteminin daha etkin bir şekilde kapatılmasına katkıda bulunur (88, 89).

İdeal kanal patının özellikleri şu şekildedir:

1. Kanal duvarına iyi yapışabilmesi için yapışkan olmalıdır.
2. Hermetik (tam sızdırmaz) bir kapama sağlamalıdır.
3. Radyografide görüntülenebilmesi için radyopak olmalıdır.
4. Tozu çok ince olmalı, bu sayede sıvısıyla kolayca karıştırılabilir olmalıdır.
5. Sertleşme esnasında büzülme göstermemelidir.
6. Bakteri üremesini engellemeli ya da desteklememelidir (bakteriyostatik olmalıdır).
7. Yavaş sertleşme özelliğine sahip olmalıdır.
8. Doku sıvılarında çözünmemelidir.
9. Periradiküler dokuları tahriş etmemeli ve dokuların tolere edebileceği bir yapıda olmalıdır.
10. Kök kanal dolgu materyalinin uzaklaştırılması gerektiğinde bir çözücü yardımıyla çözülebilmelidir (90).

Günümüzdeki yaygın kullanımları göz önünde bulundurularak kök kanal patları çinko oksit öjenol esaslı, kalsiyum hidroksit esaslı, öjenol içermeyen, cam iyonomer esaslı, rezin esaslı, silikon esaslı, kalsiyum silikat esaslı ve medikamentli kanal patları olarak sınıflandırmıştır (90).

2.1.2.2.1. Çinko Oksit Öjenol Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Çinko oksit öjenol esaslı kanal patları, periradiküler dokulara sızmaları durumunda zamanla rezorbe olabilirler. Sertleşme süreleri uzun olup, bu esnada büzülme eğilimi gösterebilirler (91). Çözünürlükleri yüksektir ve diş dokusunda renklenmeye yol açabilirler

(92). *Ex vivo* hücre kültürü araştırmalarında, bu materyallerin belirgin düzeyde sitotoksiste ve doku irritasyonu oluşturma potansiyeline sahip olduğu gösterilmiştir (93).

2.1.2.2.2. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Kalsiyum hidroksit esaslı kanal patları, terapötik etkiler sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. Bu patların antimikrobiyal özellik göstereceği ve osteojenik-sementojenik etkilere sahip olacağı öngörülmüştür. Ancak, yapılan çalışmalar bu etkilerin klinik olarak doğrulanmadığını ortaya koymuştur (94, 95). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in etkinliğini sürdürebilmesi için çözünür olması gerekir, ancak bu özellik, kanal patlarının temel işlevi olan sızdırmazlık sağlama özelliği ile çelişmektedir (90). Bu tür kanal patlarına örnek olarak Sealapex (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD), Apexit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Apexit Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verilebilir.

2.1.2.2.3. Öjenol İçermeyen Kök Kanal Dolgu Patları

Periodontal pat baz alınarak geliştirilen Nogenol (GC America Inc., Alsip IL, ABD), öjenolün iritan etkilerini göstermeyen bir kök kanal patıdır. İçeriğinde baz olarak çinko oksit, baryum sülfat ve bizmut oksiklorür bulunmaktadır (90).

2.1.2.2.4. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Cam iyonomerlerin dentine bağlanma özelliği nedeniyle kanal dolgu materyali olarak kullanımı desteklenmektedir. Cam iyonomer esaslı kanal patlarının içerdiği poliakrilik asidin, dentin matriksinde bulunan kalsiyumla şelat oluşturarak kimyasal bir etkileşime girdiği belirlenmiştir (96, 97).

Ketac-Endo (3M ESPE AG, Minneapolis, MN, ABD), dolgu maddesi ile kanal duvarları arasında adezyon sağlayan bir materyaldir (90). Ancak, cam iyonomer esaslı kanal patlarının uygulanması sırasında apikal ve orta üçte birlik bölgelerdeki dentin yüzeylerinin uygun şekilde hazırlanması ve düzenlenmesi oldukça zordur. Ayrıca, bu patların bir diğer dezavantajı, tekrar endodontik tedavi gerektiğinde kök kanallarından uzaklaştırılmalarının güç olmasıdır (90). Bunun yanı sıra, cam iyonomer esaslı kanal patlarının antimikrobiyal etkileri oldukça sınırlıdır (98). Bu gruba örnek olarak Activ GP (Real Word Endo, Brasseler, ABD) gösterilebilir.

2.1.2.2.5. Rezin Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Rezin esaslı kanal patları iki kategoriden oluşur:

- a. Epoksi rezin esaslı kanal patları
- b. Metakrilat esaslı kanal patları

Epoksi rezin, 1938 yılında Zürih'te İsviçreli kimyager P. Castan tarafından bulunmuş ve AH 26 ise 1940'larda aynı firma tarafından geliştirilmiştir (87). 1993 yılında Spangberg ve ekibi, AH 26'nın formaldehit salınımına neden olduğunu belirlemiş ve bu nedenle formaldehit salınımı yapmayan AH Plus'a geçilmesini önermiştir (99). AH Plus, düşük moleküler ağırlıklı bir epoksi rezindir. Amin bileşenlerden oluşur ve polimer oluşturmak için ekleme reaksiyonu ile sertleşirler. AH Plus (Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Almanya) iki bileşenli pat-pat karışımı formunda sunulmaktadır (87):

Pat A: Bisfenol A epoksi rezin, zirkonyum oksit, bisfenol F epoksi rezin, kalsiyum tungstat, demir oksit, silika (silisyum dioksit)

Pat B: N,N-dibenzil-5-oksanonadiamin-1,9, amantiamamin, trisiklodekan-diamin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit'den oluşur (87).

Epoksi rezin esaslı kök kanal patları; düşük çözünürlükleri, apikal sızdırmazlık kapasiteleri ve kök dentinine mikroskobik düzeyde bağlanma özellikleri sayesinde yaygın olarak tercih edilmektedir (100–102).

ANSI/ADA (2000) standardına göre, bir patın sertleşme süresi, üreticinin belirttiği sürenin %10'luk tolerans aralığında olmalıdır. Bu doğrultuda, AH Plus için belirtilen sertleşme süresi 8 saat olarak ifade edilmektedir. AH Plus kök kanal patı, ANSI/ADA (2000) spesifikasyon 57'nin önerdiği 3 mm'lik alüminyum referans değerinden daha yüksek radyoopasite sergilemektedir (103). Ayrıca, yapılan araştırmalarda sıklıkla kontrol materyali olarak kullanılmaktadır (104).

2.1.2.2.6. Silikon Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Roekoseal (Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre), sertleştiğinde hafif genleşme gösterdiği bildirilen polidimetilsiloksan esaslı bir materyaldir (104). GuttaFlow ve GuttaFlow 2 (Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre), toz haline getirilmiş soğuk akışkan matriksler olup, Roekoseal'e, 30 µm'den küçük gütta-perka parçacıklarının eklenmesiyle elde edilir. Bu materyal, yaklaşık 15 dakikalık bir çalışma süresi sunar ve 25 ila 30 dakika arasında sertleşir. Yapılan araştırmalar, bu materyalin kanal içindeki

düzensizlikleri başarılı bir şekilde doldurduğunu ve biyouyumlu olduğunu ortaya koymuştur. Ancak, sertleşme süresinin istikrarsız olabileceği de bildirilmiştir (105–108).

2.1.2.2.7. Medikamentli Kök Kanal Dolgu Patları

Paraformaldehit içeren kanal patlarının endodontik tedavilerde kullanımı kesinlikle önerilmemektedir. Çinko oksit öjenol esaslı bazı kanal patlarından zamanla kurşun ve civa bileşenleri çıkarılmış olsa da yüksek toksisiteye sahip paraformaldehit içeriği değişmeden kalmıştır. Bu madde, periradiküler dokular üzerinde ciddi ve kalıcı toksisiteye yol açtığı için klinik uygulamalarda kullanılmaları uygun görülmemektedir (90).

2.1.2.2.8. Tri/Dikalsiyum Silikat Esaslı Kök Kanal Dolgu Patları

Boyutsal stabiliteye sahip kalsiyum silikat esaslı patlar, kök kanal boşluklarının doldurulması amacıyla geliştirilmiştir. Bu patlar, enjekte edilebilir ve premix hidrofilik kalsiyum silikat ve fosfat esaslı bileşenlerden oluşur (109). İçeriğinde zirkonyum oksit, kalsiyum silikatlar, monobazik kalsiyum fosfat, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ve kıvam arttırıcı maddeler yer alır. Hidrofilik ve çözünmez özellikleri sayesinde, dentin tübüllerinde doğal olarak var olan nemle etkileşime girerek reaksiyonlarını başlatır ve tamamlarlar (110, 111). Tübüler difüzyon süreci, bu patların dentine bağlanarak mekanik kenetlenme oluşturmaya, bağ dokusu gelişimini desteklemesine ve mineral infiltrasyon bölgesinde hidroksiapatit oluşumu ile sonuçlanan bir mekanizmaya yol açmaktadır (26, 29). Bu materyaller yüksek biyouyumluluk gösterir, kalsiyum iyon salınımı yapar (109, 112, 113). Ayrıca yüksek pH değerine ve boyutsal kararlılığa sahiptir. Kalsiyum silikat esaslı bileşenlerde radyoopaklık sağlamak için kullanılan zirkonyum oksitin, sıçanlarda yapılan çalışmada fibroblast proliferasyonunu ve kollajen üretimini teşvik ettiği belirtilmiştir (114).

Bio-C Sealer

Bio-C Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brezilya) trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum oksit, zirkonyum oksit, silikon oksit, polietilen glikol ve demir oksit içeren, yeni nesil, premix, tek bir şırınga sisteminden oluşan tri/dikalsiyum silikat esaslı bir kanal dolgu patıdır. Bio-C Sealer'ın fizikokimyasal özellikleri, TotalFill BC ve AH Plus gibi diğer kanal patlarından farklılık göstermektedir. Bu pat, en kısa sertleşme süresine ve en yüksek çözünürlüğe sahip olup, boyutsal değişim açısından ise daha düşük değerler sunmaktadır (115). Sertleşme süreci boyunca hidroksiapatit oluşturarak radiküler dentinle kimyasal bir bağ kurabilir (36). Premix bir

onarım materyali olan Bio-C Repair (Angelus, Londrina, PR, Brezilya) ile kıyaslandığında, Bio-C Sealer'ın periodontal ligament hücrelerinin canlılığını daha düşük seviyede koruduğu, ancak AH Plus'a göre daha üstün bir biyouyumluluk sergilediği bildirilmiştir (116). Üretici firma, Bio-C Sealer'ın biyolojik aktivitesini, kalsiyum iyonlarının salınması yoluyla mineralize doku oluşumunun uyarılmasına dayandırmaktadır (31).

2.2. Dişin Kırılma Direncini Etkileyen Kanal Tedavi Prosedürleri

Endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin uzun dönem fonksiyonel sağkalım oranı oldukça yüksek olmasına rağmen (yaklaşık %97.1), bu dişlerde meydana gelen koronal ve/veya radiküler kırıklar ile restoratif başarısızlıklar ekstraksiyonların başlıca nedenlerinden biri olmaya devam etmektedir (117, 118). Kırıkların etiyolojisi; travmatik olaylardan tekrarlayan fonksiyonel/parafonksiyonel streslere, yaşlanmaya bağlı biyolojik değişimlerden tedaviye bağlı iatrojenik uygulamalara kadar çok faktörlü bir yapıya sahiptir (7). Yaşa bağlı olarak dentin nem içeriğinin azalması, translüsent dentin oluşumu ve vital pulpa dokusunun kaybı gibi değişiklikler dentin kırılabilirliğini artırmakta; anatomik varyasyonlar ve oval (non-sirküler) kanal morfolojisi gibi yapısal faktörler de kırık riskini artıran etkenler arasında yer almaktadır (7). Bununla birlikte, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması (119), aşırı dentin uzaklaştırılmasına yol açan kanal preparasyonları (120), yüksek konsantrasyonlu NaOCl ve EDTA gibi irrigantların uzun süreli kullanımı (121, 122) ile düşük elastik modüle sahip obturasyon materyalleriyle yapılan dolgular (123) yapısal zayıflamaya yol açarak kırık olasılığını artırmaktadır. Bu nedenle, kırık riskine neden olan faktörlerin dikkatle değerlendirilmesi ve tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması, endodontik tedavinin uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir.

2.2.1. Giriş Kavitesi

Giriş kavitesi hazırlanması sırasında uzaklaştırılan diş dokusu miktarı, dişlerin işlevsel yükler altındaki kırılma direncini olumsuz yönde etkileyebilir (7, 124). Bu bağlamda, periservikal dentinin korunması; dişin yapısal bütünlüğünün sağlanması ve uzun dönem sağkalımın artırılması açısından kritik bir öneme sahiptir (125). Minimal invaziv endodonti prensipleriyle uyumlu olarak hazırlanan ve periservikal dentinin korunmasına odaklanan daraltılmış endodontik kavite yaklaşımı, endodontik tedavi gören dişlerin yapısal bütünlüğünü korumayı amaçlamaktadır (126).

2.2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Kök kanal preparasyonu köklerin mekanik dayanıklılığını önemli ölçüde azaltabilir (127). Kök kanalı içinde meydana gelen stres, özellikle apikal bölgede ve kanal duvarlarında, dış yüzeye kıyasla daha yüksek seviyelere ulaşır (128). Bu bölgelerdeki düzensiz stres dağılımı, çatlak oluşumunu tetikleyerek kırıkların ilerlemesine neden olabilir. Ayrıca, kanal genişletme ve şekillendirme işlemleri sonucunda yapısal olarak zayıflayan kökler, obturasyon aşamasında vertikal kök kırıkları açısından daha savunmasız hale gelebilir. Son yıllarda nikel-titanyum döner aletlerdeki gelişmeler, kök kanal şekillendirmesinde yeni tasarım ve tekniklerin geliştirilmesini sağlamıştır. Eğelerin çekirdek çapı, enine kesit yapısı, rake açısı ve oluk derinliği gibi tasarım faktörleri, yalnızca performansı değil, aynı zamanda kanal duvarında çatlak oluşumu riskini de doğrudan etkileyebilmektedir (129, 130). Apikal foramenin kök kanal eksenine tam örtüşmemesi durumunda, özellikle apikal foramen ve apikal foramenin 1 mm apikali gibi daha ileri çalışma uzunluklarında eğe ucunda meydana gelebilecek hafif bükülmeler, kanal duvarlarına yanal kuvvetlerin uygulanmasına neden olabilir. Bu kuvvetler, uygulandıkları bölgelerde lokal stres birikimine yol açarak apikal çatlak oluşumu riskini artırabilir. Ayrıca, eğelerin çapı büyüdükçe rijitliğinin de artması, bu bölgede oluşan gerilimin şiddetini daha da artıran bir faktör olarak değerlendirilmektedir (131). Öte yandan, kanal şekillendirme sırasında kullanılan bazı döner nikel-titanyum aletlerin kanal içinde çok sayıda rotasyon hareketi yapması dentin mikroyapısında bozulmalara neden olarak çatlak riskini artırabilmektedir (132, 133).

2.2.3. Kök Kanal İrrigasyonu

Endodontik tedavi prosedürlerinde, NaOCl ve EDTA en yaygın kullanılan irrigasyon solüsyonları arasında yer almaktadır. Ancak, bu ajanların yüksek konsantrasyonlarda ve uzun süreli uygulanmaları, kök kanal dentininin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiler yaratabilmektedir. Özellikle, dentinin eğilme dayanımı, elastik modülü ve mikrosertliğinde belirgin azalmalar kök kırığı riskini artıran başlıca faktörler arasında sayılmaktadır (121, 134). Yapılan çalışmalarda, %17 EDTA'nın 10 dakika boyunca uygulanması ve ardından %5 NaOCl ile kombine kullanımı sonucunda, kök kanal dentininde aşınma olduğu gösterilmiştir (135). Dentinin fiziksel özelliklerindeki bu değişikliklerin sebebi olarak dentinin hem organik hem de inorganik bileşenlerinin uzaklaştırılması gösterilmektedir. Ayrıca, bazı *in-vivo* araştırmalar, rezin esaslı adeziv

sistemlerin dentine bağlanma gücünün; kullanılan irrigasyon solüsyonları, kanal içi medikamentler ve gütaperka çözücülerinden olumsuz etkilendiğini ortaya koymuştur (7). Bu nedenle, kök kanal dolumu öncesinde ve rezin esaslı adezivlerin uygulanmasından hemen önce, irrigasyon solüsyonlarının kök kanallarından tamamen uzaklaştırılması büyük önem taşımaktadır (124).

2.2.4. Kanal İçi Medikament Kullanımı

Kök kanal tedavisinde kullanılan kanal içi medikamentlere uzun süre maruz kalmak, dentin duvarlarının mekanik bütünlüğünü olumsuz yönde etkileyerek dişlerin kırılma riskini artırabilir (95). Bu bağlamda, yaygın olarak tercih edilen Ca(OH)_2 , yüksek alkali pH'ı nedeniyle, dentin proteinlerinin dehidratasyonuna yol açarak kök dentininin zayıflamasına neden olabilir (10). Andreasen ve ark., Ca(OH)_2 'in alkali özelliklerinin, dentinin organik yapısında yer alan bağlayıcı ajanları denatüre ederek yapısal bozulmalara neden olabileceğini belirtmişlerdir (11). Son dönemde yapılan çalışmalar, Ca(OH)_2 ile tedavi edilen dişlerde mineral-matriks oranında azalma, X-ışını kırınımı (XRD) analizleriyle dentin kristallüğünde düşüş ve dentin yüzeyinde çatlak oluşumu gibi olumsuz değişiklikleri ortaya koymuştur (12).

Cvek ve Al-Jundi tarafından yapılan farklı klinik çalışmalar, özellikle immatür dişlerde uzun süreli Ca(OH)_2 pansumanlarının yüksek oranda kök kırığı ile ilişkili olduğunu göstermiştir (136, 137). Andreasen ve ark., Cvek'in bu sonucu dile getirdiğini belirtmekle birlikte, Cvek'in bu durumu kök gelişim evresi ve servikal bölgedeki inflamatuvar defektlerle ilişkilendirdiğini ifade etmişlerdir (11, 136). Her iki araştırmacı da Ca(OH)_2 'i, potansiyel bir kırık nedeni olarak kabul etmektedir (35).

Ca(OH)_2 dışında kullanılan bazı kanal içi medikamentler de içeriklerinde bulunan asidik veya şelatlayıcı maddeler nedeniyle kök dentinin yapısal bütünlüğü üzerinde olumsuz etkiler oluşturabilmektedir. Özellikle TAP, içeriğindeki minosiklinin kalsiyumu şelatlama özelliği sayesinde dentin dokusunda demineralizasyona neden olarak hem mikrosertlikte hem de kırılma direncinde azalmaya yol açmaktadır (138, 139). Ayrıca, TAP'ın düşük pH'ı (yaklaşık 2.9), dentin yüzeyinde yüzeysel mineral kaybını artırmakta ve bu etkinin süresi uzadıkça yapısal bozulma daha belirgin hâle gelmektedir. TAP'ın uzun süreli kullanımı estetik sorunlara, özellikle de diş renklenmesine yol açtığından sınırlı kullanımı önerilmektedir (140).

Benzer şekilde, tetrasiklin grubu antibiyotik ve kortikosteroid içeren Ledermix™ patı da bazı klinik durumlarda etkili bir seçenek olsa da içerdiği sulu tetrasiklin bileşiği nedeniyle dişin mine dokusunda mikrosertlik kaybına sebep olabilmektedir. Ancak, kök dentininde TAP'a göre daha az yapısal zarar verdiği, daha yüksek pH değerine sahip olması sayesinde dentinin kırılma direncini daha fazla koruduğu bildirilmiştir. Yine de medikamentlerin dentin ile uzun süreli etkileşimi, özellikle organik ve inorganik yapılar arasındaki dengeyi etkileyerek zamanla kırılabilirliği artırabilmektedir. Bu durum, kanal içi medikament seçiminin sadece antimikrobiyal etkinlik değil, aynı zamanda diş dokusunun mekanik dayanıklılığı açısından da dikkatle değerlendirilmesini gerektirmektedir (141).

2.2.5. Kök Kanal Dolumunda Kullanılan Kök Kanal Patları ve Dolgu Materyalleri

Kök kanal patı ile dentin arasındaki bağlantı, kanalın sızdırmazlığını sağlamak ve uzun vadede bu bütünlüğü korumak için önemlidir (142). Endodontik tedavili dişlerin kırılma direncinin artırılmasında kök kanal dolum materyalleri önemli bir rol oynamaktadır. Günlük klinik uygulamalarda kanal patı ve güta-perka sıkça kullanılır (143). Ancak, güta-perka'nın elastikiyet modülünün dentine kıyasla daha düşük olması, kanal tedavisi sonrası kökün mekanik direncini artırma kapasitesini sınırlandırmaktadır. Bunun yanı sıra, güta-perka dentin yüzeyine doğrudan bağlanamaz. Bu nedenle, dentine kimyasal veya mikromekanik olarak bağlanabilen bir kanal patının kullanılması, kalan diş dokusunun dayanıklılığını artırarak kırılmalara karşı daha yüksek direnç sağlayabilir (144).

AH Plus, dentin tübüllerine kolayca penetre olabilmesi, dentin ve güta-perka yüzeylerinde ıslanmayı artırması ve etkili bir sızdırmazlık sağlaması nedeniyle, kök kanal tedavisinde en ideal seçeneklerden biri olarak kabul edilen epoksi rezin esaslı kök kanal patlarından biridir (142). Epoksi rezin esaslı patların uzun polimerizasyon süresi ve creep kapasitesi, kanal duvarındaki mikro düzensizliklere uyum yeteneğini artırmaktadır (145). Kanal patı ile kanal duvarları arasında oluşan mikromekanik kilitlenme, dolgu materyalinin tutuculuğunu güçlendirebilir. Bu özellikler sayesinde, epoksi rezin esaslı patların dişin kırılma direncini artırdığı bildirilmiştir (146). Bununla birlikte, AH Plus'ın bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Sitotoksik etkiler, inflamasyon oluşturma potansiyeli ve olası mutajenik riskler bu dezavantajlar arasında yer almaktadır. Ayrıca, materyalin hidrofobik yapısı nedeniyle kanal içerisinde kalan nem, dentin yüzeyine etkin bağlanmasını güçleştirebilmektedir (147).

Kalsiyum silikat esaslı kanal patları, tek konlu dolum tekniğinin sunduğu pratiklik sayesinde giderek daha fazla ilgi gören biyoseramik esaslı materyaller arasındadır. Bu patlar; kimyasal stabilite, biyouyumluluk, radyopaklık, hidrofiliklik, akışkanlık ve hafif hacim genişlemesi gibi önemli özelliklere sahiptir (148). Kalsiyum silikat esaslı patlar kullanılarak yapılan tek konlu dolumlarda, kullanılan kanal patı oranı daha yüksektir ve bu maddelerin fiziksel özellikleri, doldurulmuş kökün kırılma direnci üzerinde doğrudan etki edebilir. Esnek olan güta-perka'nın aksine, sert bir kanal patı, kök kanalının büyük bir bölümünü doldurduğunda, bunun dış yapısını güçlendirip güçlendirmedeği ya da artan sertliğin yük aktarımını nasıl etkilediği tam olarak bilinmemektedir. Ayrıca, kalsiyum silikat esaslı patların higroskopik genleşme özelliği, zamanla kök yapısında mikro sızıntılara ve çatlaklara yol açma potansiyeline de sahip olabilir (149).

Al-Hiyasat ve ark.'nın araştırmasında, kullanılan dolum tekniğinden bağımsız olarak kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal patının kırılmalara karşı kök kanal yapısını güçlendirdiği ve gruplar arasında en yüksek kırılma direnci değerlerine ulaşıldığı rapor edilmiştir (30). Öte yandan kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal patı olan Bio-C Sealer rezin esaslı AH Plus kök kanal patına göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir (36). Literatürde Bio-C Temp'in dişlerin kırılma direnci üzerindeki etkisine ilişkin herhangi bir çalışma bulunmamakla birlikte, Kahler ve Swain'in derlemesinde Ca(OH)_2 ile ilgili çalışmalarda çelişkili sonuçlara değinilmiş ve uygulama süresinin de kırılma direnci üzerinde etkili olabileceği belirtilmiştir (35). Bu bilgiler dahilinde, bu çalışmanın amacı farklı tipteki kanal içi medikament (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında (1 hafta, 1 ay) kök dentini kırılma direnci üzerine etkisini incelemektir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Etik Kurul Başkanlığı'ndan alındı (19.03.2024 tarih ve 2024/8 protokol numaralı karar) (Ek 1).

Araştırma için gerekli olan örneklerin seçimi, kök kanal preparasyon ve irrigasyon aşamaları, medikament uygulama ve uzaklaştırma, kök kanal dolumu ve kırılma direnci testi sonrası kırık tiplerinin belirlenmesi KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı'nda, kırılma direnci testi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümünde yapıldı. Örneklerin bağlantı yüzeyleri TEM ile Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında incelendi.

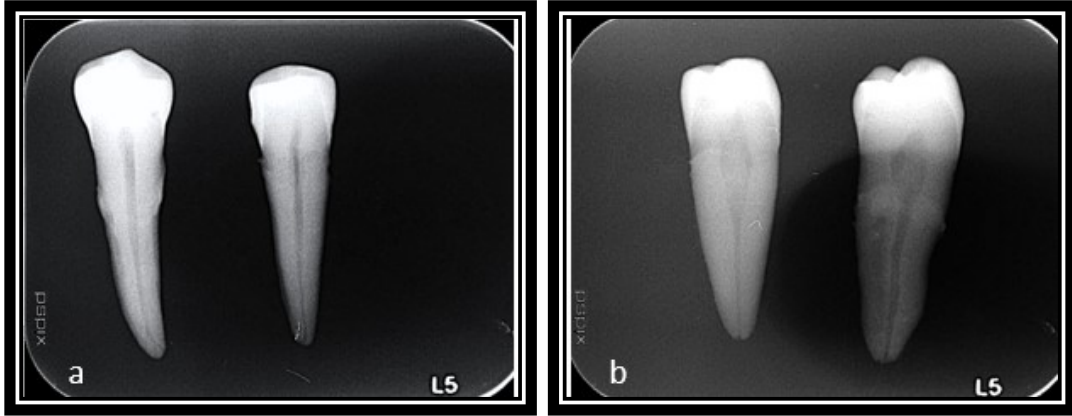
3.2. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklem boyutunun hesaplanmasında Rahimi ve ark.'nın 2022 araştırması (150) baz alınarak alfa hata=0.05 beta hata=0.20, etki boyutu 1 alınarak her bir grup için 14 adet örneğin yeterli olacağı sonucuna varıldı. Ancak muhtemel veri kayıpları göz önüne alınarak her grupta en az 15, negatif ve pozitif kontrol gruplarında 10'ar adet toplamda ise en az 170 örneğin araştırmaya dahil edilmesine karar verildi.

3.3. Örnek Seçimi

Bu çalışmada ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş 170 adet, insan tek köklü alt premolar dişleri kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları ve eklentiler periodontal kretuar ile temizlendi. Bu şekilde hazırlanan dişler nem kaybını önlemek ve bakteriyel kontaminasyonu engellemek amacıyla çalışma zamanına kadar %0.1'lik timol çözeltisinde (Galenik Timol, İstanbul, Türkiye) bekletildi.

Dişlerin bukkal-lingual ve mezyo-distal yönde radyografileri Kodak 2100 Intraoral X-ray System ile çekildi (Resim 1). Kodak 2100 intraoral X-ray röntgeni 60 kV, 7 mA ve 0.20 saniye (sn) ile çalıştırıldı. Radyografiler Sopro Imaging 2.20 yazılımı ile değerlendirildi.



Resim 1. Dişlerin (a) bukko-lingual ve (b) mezyo-distal radyografileri

Çürüksüz ve restorasyonsuz, kök gelişimini tamamlamış, tek kanala sahip, rezorpsiyon görülmeyen, kırık hattı olmayan, insan tek köklü alt premolar dişleri seçildi. Karmaşık kök kanal anatomilerine sahip ve kalsifikasyon görülen dişler çalışma dışı bırakıldı.

Dişlerin eğrilik derecesi Schneider yöntemine göre tespit edildi. Radyografide kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizildi ve kanalın dişin uzun aksını terk ettiği noktadan apikal foramene kadar ikinci bir çizgi çekildi. Bu iki çizgi arasındaki dar açı, Schneider yöntemine göre kök kanalının eğim açısını belirlemektedir. Bu yöntemle göre, Schneider açısı $\leq 5^\circ$ olan dişler düz, 10° - 20° olanlar orta ve 25° - 70° olanlar şiddetli eğimli olarak sınıflandırılır (151). Çalışmada, Schneider açıları 0° - 10° arasında olan dişler kullanıldı.

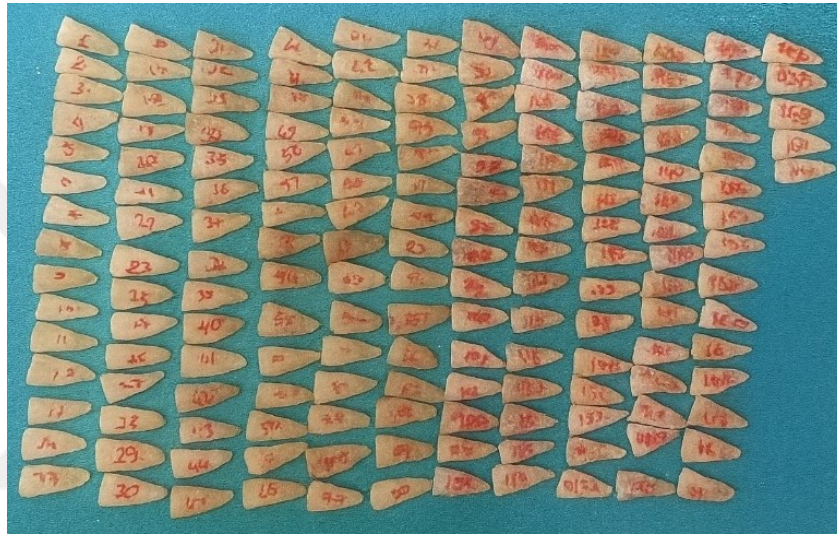
Apikalden itibaren, dijital kumpas (Oem KMP150 Dijital Kumpas) kullanılarak yapılan ölçümde, 5 mm seviyesinde bukko-lingual çapı, mezyo-distal çapın en az iki katı olan dişler çalışma için uygun kabul edildi. Ayrıca dişler dekoronize edildikten ve kanal preparasyonu tamamlandıktan sonra, kalan dentin kalınlığı bukko-lingual ve mezyo-distal yönlerde yeniden değerlendirildi; bu kriterlere uymayan ve standardize edilemeyen örnekler çalışma dışı bırakıldı. Çalışmanın tüm aşamaları tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.

3.4. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin standardizasyonunu sağlamak için, örnekler apikalden itibaren boyları 14 mm olacak şekilde dekorone edildi ve dijital kumpas ile ölçüldü (Resim 2 ve 3). Bu işlem devamlı su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak gerçekleştirildi.



Resim 2. Dekorone edilen örnek dişin dijital kumpas ile ölçümü



Resim 3. Dekorone edilen örnek dişler

3.5. Kök Kanallarının Preparasyonu ve İrrigasyonu

Devamlı su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak giriş kaviteleri açıldıktan sonra kök kanallarının açık olup olmadığının saptanması için #10 K tipi eğe (Perfect, Shanwei, Çin) kullanıldı. Örneklerin çalışma boyları #15 K (Dentac, İstanbul, Türkiye) tipi eğe yardımıyla apikal foramenden 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi (131).

Kanal preparasyonu 160 diş üzerinde üretici firmanın talimatlarına göre 160 CCW°, 40 CW° açılarında resiprokasyon moduna ayarlanan Ai-Motor Endomotor (Woodpecker DTE, Çin) ve T-Endo Must 25/.06 ve 40/.04 eğeler (Dentac, İstanbul, Türkiye) ile gerçekleştirildi (Resim 4). Apekten 1 mm uzaklıktaki çalışma uzunluğunda 40/.04 boyutuna ulaşıldı. Kanal preparasyonu sırasında alet pasif olarak gagalama hareketi ile kullanıldı ve her üç harekette alet kanaldan çıkarılıp yivleri temizlendi. Alet kanaldan her çıkarıldığında kanallara 30 gauge'luk yandan açılı enjektör (Steril Irrigation Tips, Diadent,

Cheongju, Kanada) yardımıyla 2 mL %2.5 NaOCl (Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya) ile irrigasyon yapıldı. Şekillendirme tamamlandıktan sonra, son irrigasyon için kanallar 30 gauge'luk yandan açılı enjektör yardımıyla 5 mL %2.5 NaOCl, 5 mL %17 EDTA (Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya) ve 10 mL distile su ile irrigate edildi. Apikal açıklık, #10 K-tipi eğenin yerleştirilmesiyle sağlandı ve kanallar daha sonra paper pointler ile kurutuldu.



Resim 4. Ai-Motor Endomotor ve T-Endo Must 25/.06 ve 40/.04 eğeler

Negatif kontrol grubunda (n=10) kanal şekillendirilmesi, kanal içi medikament uygulaması ve kök kanal dolumu yapılmadı. Pozitif kontrol grubunda (n=10) ise kanal şekillendirmesi yapıldı, ancak kanal içi medikament uygulaması veya kök kanal dolumu yapılmadı. Ayrıca 30 diş kök kanal medikament uygulaması yapılmadan kök kanal dolumu yapılması için ayrıldı.

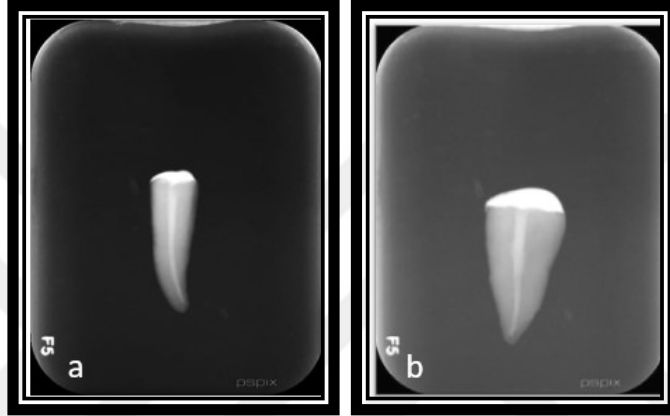
3.6. Kanal İçi Medikament Uygulaması

Kanal preparasyonu sonrası, örnekler (n=120) kullanılacak olan kanal içi medikamente göre iki deneysel gruba ayrıldı. Medikamentlerin kanaldan uzaklaşmasını engellemek için medikament uygulamasından önce kök uçları modelasyon mumu ile kapatıldı (152).

Grup I (n=60): Örnekler, üretici tarafından önerilen şırınga ve iğne sistemi kullanılarak Ca(OH)_2 içerikli kök kanal medikamenti Ultracal XS (Lot no:BSC6C; Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) (Resim 5) ile apikalden 1 mm kısa olacak şekilde dolduruldu. Medikament uygulama sonrası örneklerin kanal ağzı teflon bant ve geçici dolgu materyali Cavit (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı. Hazırlanan örneklerden bukko-lingual ve mezyo-distal olarak periapikal radyografi alındı (Resim 6).



Resim 5. Ultracal XS

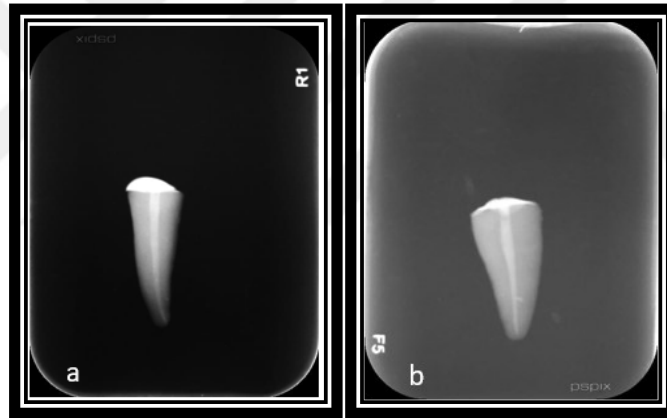


Resim 6. Ultracal XS ile doldurulan örneklerin (a) bukko-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri

Grup II (n=60): Örnekler, üretici tarafından önerilen şırınga ve iğne sistemi kullanılarak biyoseramik esaslı kök kanal medikamenti Bio-C Temp (Lot no:73525; Angelus, Londrina, Brezilya) (Resim 7) ile dolduruldu. Grup I'deki gibi medikament uygulama sonrası örneklerin kanal ağzı teflon bant ve geçici dolgu materyali ile kapatıldı ve örneklerden bukko-lingual ve mezyo-distal olarak periapikal radyografi alındı (Resim 8). Daha sonra tüm örnekler 37 °C ve >% 95 nemli inkübatörde bekletildi.



Resim 7. Bio-C Temp



Resim 8. Bio-C Temp ile doldurulan örneklerin (a) bukko-lingual, (b) mezyo-distal radyografileri

3.7. Kanal İçi Medikament Uzaklaştırma

Örnekler rastgele iki alt gruba ayrılıp (n=30) belirlenen sürelerde (1 hafta veya 1 ay) inkübatörden çıkarıldı ve medikamentler uzaklaştırıldı.

Kanal içi medikamentler apikal genişletmenin yapıldığı son apikal çaptaki 40/04 T-Endo Must eğe ile mekanik ve toplamda 5 mL %17 EDTA, 5 mL %2.5 NaOCl, 10 mL distile su ve pasif ultrasonik cihaz yardımıyla kimyasal olarak uzaklaştırıldı (153). Kimyasal uzaklaştırma sırasında 5 mL %17 EDTA yandan açılı 30 gauge endodontik iğne kullanılarak kanala gönderildi. Çalışma boyunun 2 mm gerisinde yerleştirilen IRR20/25

paslanmaz çelik uç (çap: 0.20 mm, uzunluk: 25 mm; Irrisafe uç, Satelec Acteon Group, Merignac, Fransa) ile 2 mm ileri-geri hareketlerle aktivasyon gerçekleştirildi. Bu prosedür 20 saniyelik 3 periyot olmak üzere toplam 1 dakika boyunca uygulandı. Aktivasyon sırasında Irrisafe uçların yerleştirildiği pasif ultrasonik cihaz (P5 Newtron XS, Satelec Acteon Group, Merignac, Fransa) 8 numaralı kuvvette çalıştırıldı (Resim 9) ve ucun kanal duvarlarına temas etmemesine ve kanal içerisinde sürekli solüsyon bulunmasına dikkat edildi. Aynı prosedür 5 mL %2.5 NaOCl için de uygulandı. Akabinde 30 gauge yandan açılı iğne ile 10 mL distile su kullanılarak kanal irrigasyonu gerçekleştirildi (153).



Resim 9. Pasif ultrasonik cihaz

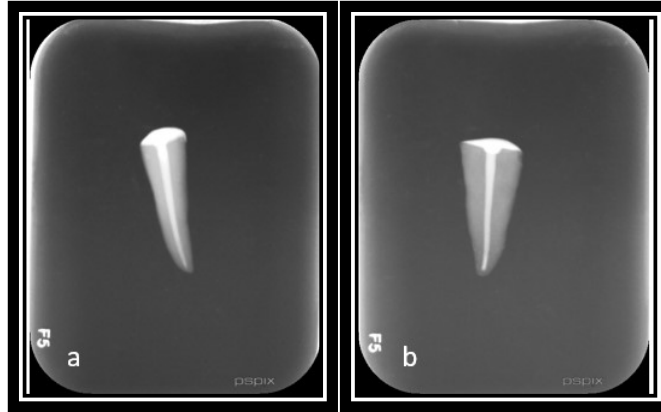
3.8. Kök Kanal Dolumu

Medikament uzaklaştırıldıktan sonra, T-Endo Must 40/.04 güta-perka (Dentac, Cheongju, Güney Kore) ile çalışma boyu kontrolü periapikal film yardımıyla sağlandı ve ardından kanallar paper pointlerle kurutuldu. AH Plus kök kanal patıyla doldurulacak gruplarda kök kanalları tamamen kurutulurken, Bio-C Sealer ile doldurulacak gruplarda kalan nemi korumak için kanallar yalnızca bir adet paper point ile kurutuldu (154). Kök kanal dolumu sırasında kullanılacak kök kanal patı çeşidine göre örnekler yeniden iki alt gruba ayrıldı.

Grup A (n=15): Epoksi resin esaslı kök kanal patı AH Plus (Lot no:2312000517; Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya) (Resim 10) üretici firmanın tavsiyelerine göre 1:1 (Pat A ve Pat B) oranında homojen olacak şekilde karıştırıldı. Patı kök kanalına yerleştirmek için 30 numara lentülo çalışma uzunluğunun 2 mm gerisinde konumlandırıldı ve kanal ağzına doğru geri çekilerek uygulama tamamlandı. Uygulama sırasında mikromotor, 1000 rpm hızında 5 saniye süresince kullanıldı. Kanallar, T-Endo Must 40/.04 güta-perka ile tek kon (155) yöntemiyle çalışma uzunluğunda dolduruldu (Resim 11). Güta-perka, ısıtılmış ekskavatör ile vertikal kompaksiyon yapılmadan kesildi.



Resim 10. AH Plus kanal patı



Resim 11. AH Plus ve güta-perka ile doldurulan örneklerin (a) bukkolingual, (b) meziodistal radyografileri

Grup B (n=15): Biyoseramik esaslı kök kanal patı Bio-C Sealer (Lot no:71437; Angelus, Londrina, Brezilya) (Resim 12), üretici firma tarafından önerilen şırınga ve plastik iğneler kullanılarak, çalışma uzunluğunun 2 mm gerisinden başlayarak kök



Resim 12. Bio-C Sealer kanal patı

Ayrıca kök kanal medikament uygulaması yapılmadan ayrılan 30 diş de kök kanal dolumu yapılması için iki alt gruba rastgele dağıtıldı (n=15). Medikamentsiz tek seans AH Plus grubu; AH Plus ve T-Endo Must 40/.04 güta-perka, medikamentsiz tek seans Bio-C grubu; Bio-C Sealer ve T-Endo Must 40/.04 güta-perka ile tek kon yöntemiyle dolduruldu. Güta-perka ısıtılmış ekskavatör ile vertikal kompaksiyon yapılmadan kesildi.

Genel olarak, dişler aşağıdaki şekilde deney ve kontrol gruplarına rastgele dağıtıldı: (şekil 1 ve 2).

Negatif kontrol grubu: şekillendirilmemiş ve doldurulmamış (n= 10)

Pozitif kontrol grubu: şekillendirilmiş fakat doldurulmamış (n= 10)

Grup 1 hafta Ultracal XS + AH Plus: Ultracal XS ile 1 hafta medikament uygulaması + AH Plus kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Grup 1 hafta Ultracal XS + Bio-C Sealer: Ultracal XS ile 1 hafta medikament uygulaması + Bio-C Sealer kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Grup 1 hafta Bio-C Temp + AH Plus: Bio-C Temp ile 1 hafta medikament uygulaması + AH Plus kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Grup 1 hafta Bio-C Temp + Bio-C Sealer: Bio-C Temp ile 1 hafta medikament uygulaması + Bio-C Sealer kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Grup 1 ay Ultracal XS + AH Plus: Ultracal XS ile 1 ay medikament uygulaması + AH Plus kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

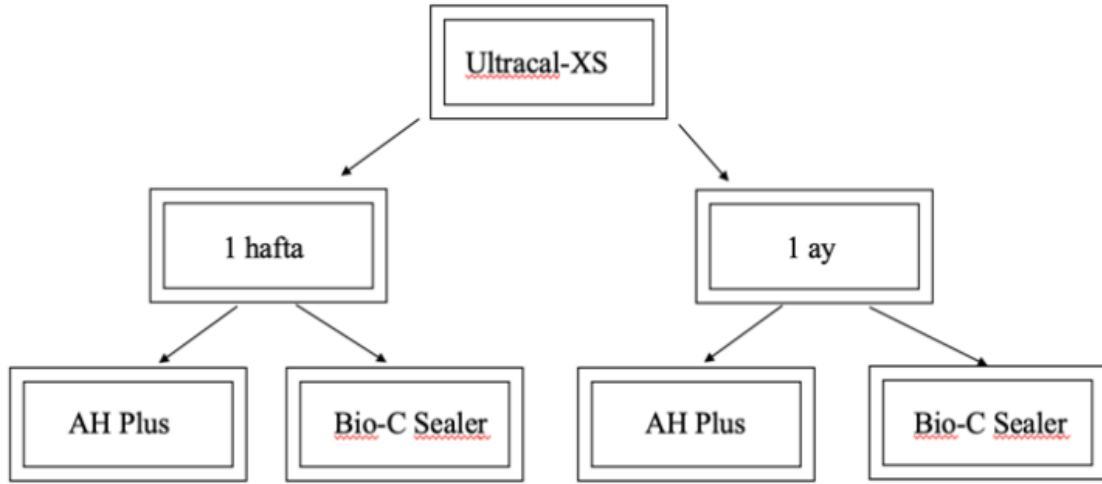
Grup 1 ay Ultracal XS + Bio-C Sealer: Ultracal XS ile 1 ay medikament uygulaması + Bio-C Sealer kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Grup 1 ay Bio-C Temp + AH Plus: Bio-C Temp ile 1 ay medikament uygulaması + AH Plus kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

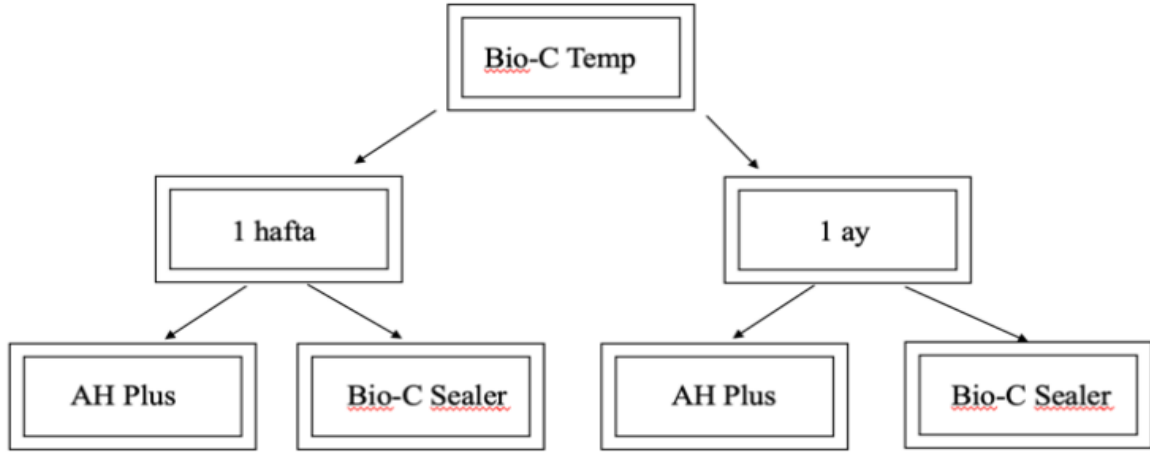
Grup 1 ay Bio-C Temp + Bio-C Sealer: Bio-C Temp ile 1 ay medikament uygulaması + Bio-C Sealer kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Medikamentsiz tek seans AH Plus grubu: Kök kanal medikament uygulaması yapılmadan AH Plus kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n= 15)

Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer grubu: Kök kanal medikament uygulaması yapılmadan Bio-C Sealer kök kanal dolgu materyali ile dolum yapılmış (n=15)



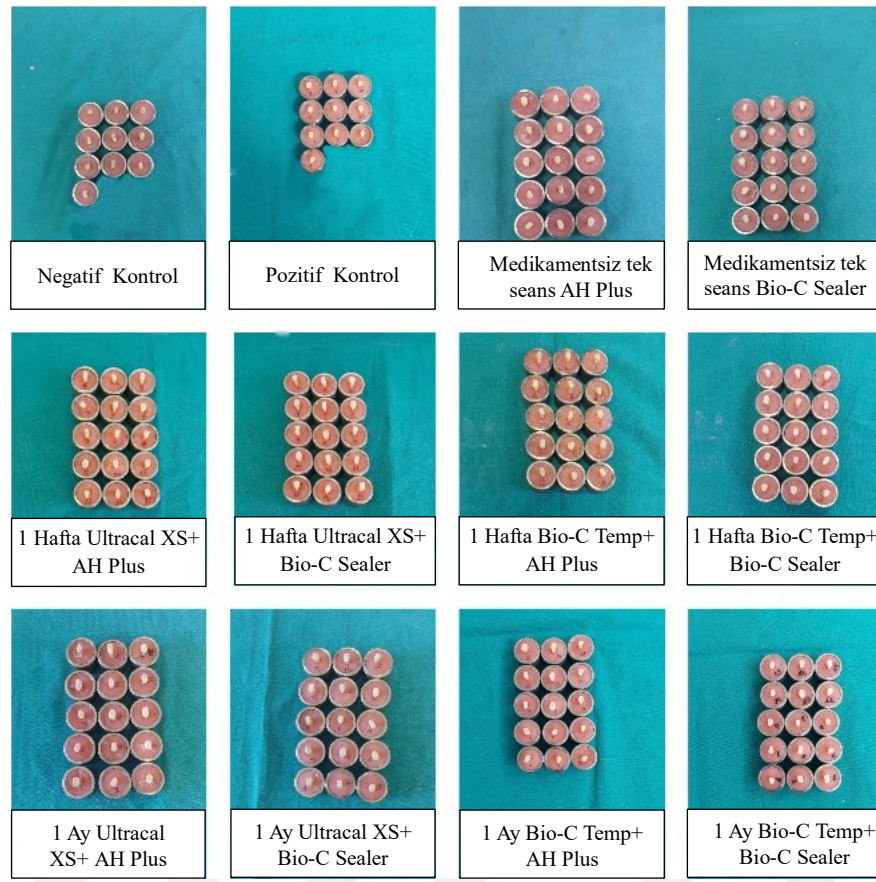
Şekil 1. Ultracal XS ile medikament uygulanan grupların şeması



Şekil 2. Bio-C Temp ile medikament uygulanan grupların şeması

3.9. Kırılma Direnci Testinin Uygulanması

Kök kanal dolumunun ardından örnekler, 37 °C sıcaklıkta ve >% 95 nemli inkübatörde 2 hafta süreyle bekletildi. İnkübasyon süresinin sonunda, periodontal ligament (PDL) aralığını taklit etmek amacıyla kök yüzeylerinin 5 mm'lik apikal kısmına 0.2-0.3 mm kalınlığında sıvı likit lateks (Ben Nye, Kaliforniya, ABD) uygulandı (156). Köklerin 9 mm'lik koronal bölümü akrilik blokların dışında kalacak şekilde, örnekler 20 mm yüksekliğinde ve 20 mm iç çapındaki paslanmaz çelik silindirik kalıplar içerisine, akrilik rezin (İmıcryl Dental, Konya, Türkiye) kullanılarak gömüldü (Resim 14).



Resim 14. Paslanmaz çelik kalıplar içerisinde akrile gömülen örnekler

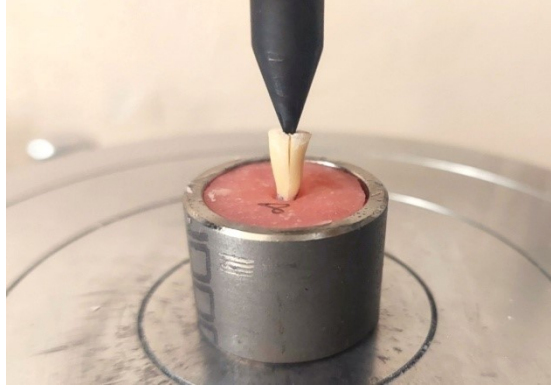
Paslanmaz çelik silindirik kalıplar, KTÜ Makina Mühendisliği Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazının (Instron Corp, MA, ABD) (Resim 15 ve 16) platformuna yerleştirildi. Kök kırılma direncinin değerlendirilmesi amacıyla, kanal ağzlarına tam olarak uyum sağlayacak şekilde tasarlanmış, duvarlarla temas edecek şekilde yerleştirilen, ucu yarı küresel ve 1 mm çapında, özel üretim soğuk iç takım çeliğinden yapılmış bir kırıcı uç kullanıldı (Resim 17 ve 18). Piston, kökün uzun eksenini doğrultusunda kanal ağzına yerleştirilerek uygulandı. Test cihazı 1 mm/dakika hızında (30) ayarlandı ve kök kırığının meydana geldiği anda ölçülen maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi.



Resim 15. Instron cihazına yerleştirilen örnek



Resim 16. Instron cihazı



Resim 17. Kırıcı uç ve örnek



Resim 18. Kırıcı uç ve çelik silindirik kalıp

3.10. Kırık Tipleri

Mekanik yükleme işlemi sonrasında her örnek, kırık tipine göre dental operasyon mikroskobu (Möller-Wedel Denta 300, Wedel, Almanya) ile 24x büyütmede değerlendirildi. Örnekler iki kırık tipi yönünden incelendi:

1. Kökün uzun eksen yönünde meydana gelen vertikal kırık
2. Kökü birden fazla parçaya ayıran çok parçalı kırık (155).

3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu ve Enerji Dağılımlı X- Işını Spektroskopi Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (TEM) ve enerji dağılımlı x- ışını spektroskopi (EDX) analizi için negatif ve pozitif kontrol grupları hariç her gruptan birer örnek (toplam 10 örnek) daha önce belirtildiği gibi hazırlandı. Daha sonra, soğuk akril yardımıyla (Imicryl Dental, Konya, Türkiye) dişlerin boyutlarına uygun kalıp modellere gömüldü.

Düşük hızdaki mikrocut cihazı (Metkon Microcut 125, Bursa, Türkiye) kullanılarak, su soğutması altında, $\varnothing 125 \times 0.38 \times 1.7$ mm boyutlarında, metal bağlı, yüksek konsantrasyonlu elmas disk (Metkon A.Ş., Bursa, Türkiye) (Resim 19) ile kökün uzun aksına dik olacak şekilde örneklerin koronal (A), orta (B) ve apikal (C) üçlüsünden 1'er mm kalınlığında üç adet horizontal kesit, toplamda 30 adet kesit elde edildi. Kesitlerin kalınlığı dijital bir kumpas yardımıyla kontrol edildi (Şekil 20).



Resim 19. Microcut cihazı



Resim 20. Dijital kumpasla yapılan kesit ölçümü

Hazırlanan kesitler SPI-Module Sputter Coater (Structure Probe Inc., PA, ABD) cihazında altın ile kaplandı (Şekil 21) ve EDX analizi de içeren alan emisyonlu TEM (Thermo Scientific Apreo 2 S LoVac, Massachusetts, USA) cihazında incelendi (Şekil 22).



Resim 21. SPI-Module Sputter Coater cihazı



Resim 22. Thermo Scientific Apreo 2S

Görüntülerde pat-dentin bağlantı bölgelerinin değerlendirilmesi için TEM görüntüleri 75x, 100x, 120x, 140x, 150x büyütmelerde alındı. Ayrıca, ayrıntılı inceleme için her bir kesitin farklı bağlantı bölgelerinden 500x üzer görüntü daha elde edildi. Daha sonra kanal patlarının ve medikamentlerin dentin yüzeyiyle teması sonucu dentin yüzeyindeki elemental seviye değişimlerini inceleyebilmek için kesitler 100x büyütmede EDX analizine tabi tutuldu ve örneklerde bulunan Ca ve P elementlerinin ağırlıkça yüzde oranları değerlendirildi. Her kesitten üç alan analiz edildi ve her alandaki Ca/P oranları hesaplandı. Tüm görüntüler deneyimli bir operatör tarafından elde edildi.

3.12. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen veriler IBM SPSS Statistics 23 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) programı kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. One Sample Kolmogorov Smirnov testine göre verilerin normal dağılıma uyduğu belirlendi ve bu nedenle One-way ANOVA (tek yönlü varyans analizi) testi uygulandı ($p < 0.05$). Bonferroni düzeltmesi yapıldı ve hangi gruplar arasında fark olduğu Tukey HSD testi ile belirlendi ($p < 0.001$).



4. BULGULAR

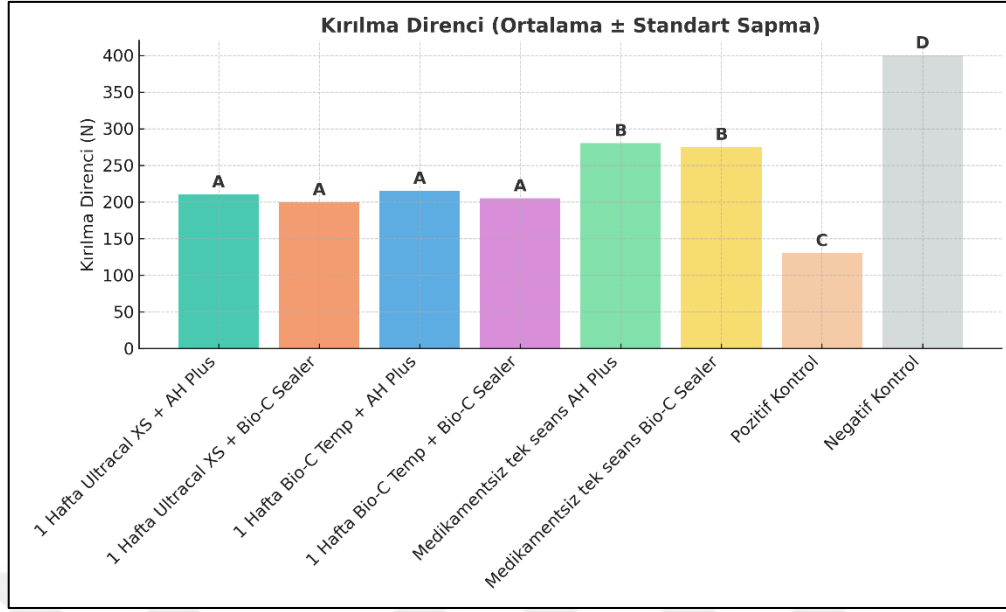
4.1. Kırılma Direnci

Çalışmada, Tablo 1’de ve Şekil 3’de, 1 hafta kanal içi medikament uygulanan deney grupları değerlendirilmiş ve her grubun kırılma direnci (N) ortalama değerleri ile standart sapmaları (SS) hesaplanmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Negatif kontrol grubu 1 hafta medikament uygulanan gruplar, medikamentsiz tek seans gruplar ve pozitif kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ($p<0.001$). Öte yandan, pozitif kontrol grubu 1 hafta medikament uygulanan gruplar ve medikamentsiz tek seans gruplar ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde daha düşük kırılma direnci sergilemiştir ($p<0.001$). Bununla birlikte, 1 hafta medikament uygulanan gruplar kendi aralarında benzer sonuçlar gösterirken ($p>0.001$), medikamentsiz tek seans gruplar ile karşılaştırıldıklarında daha düşük kırılma direnci tespit edilmiştir ($p<0.001$). Medikamentsiz tek seans gruplar da kendi içinde istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p>0.001$).

Tablo 1. Bir hafta medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

Grup	n	Kırılma Direnci (N) Ortalama $\pm$ SS
1 Hafta Ultracal XS + AH Plus	15	225.91 $\pm$ 50.47 ^A
1 Hafta Ultracal XS + Bio-C Sealer	15	209.71 $\pm$ 82.19 ^A
1 Hafta Bio-C Temp + AH Plus	15	227.99 $\pm$ 61.59 ^A
1 Hafta Bio-C Temp + Bio-C Sealer	15	210.78 $\pm$ 34.82 ^A
Medikamentsiz tek seans AH Plus	15	265.59 $\pm$ 88.54 ^B
Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer	15	254.51 $\pm$ 52.22 ^B
Pozitif Kontrol	10	131.55 $\pm$ 32.81 ^C
Negatif Kontrol	10	416.65 $\pm$ 109.77 ^D

*Farklı büyük harfler (A,B,C,D) gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları ifade etmektedir ($p<0.001$). N: Newton; SS: Standart sapma



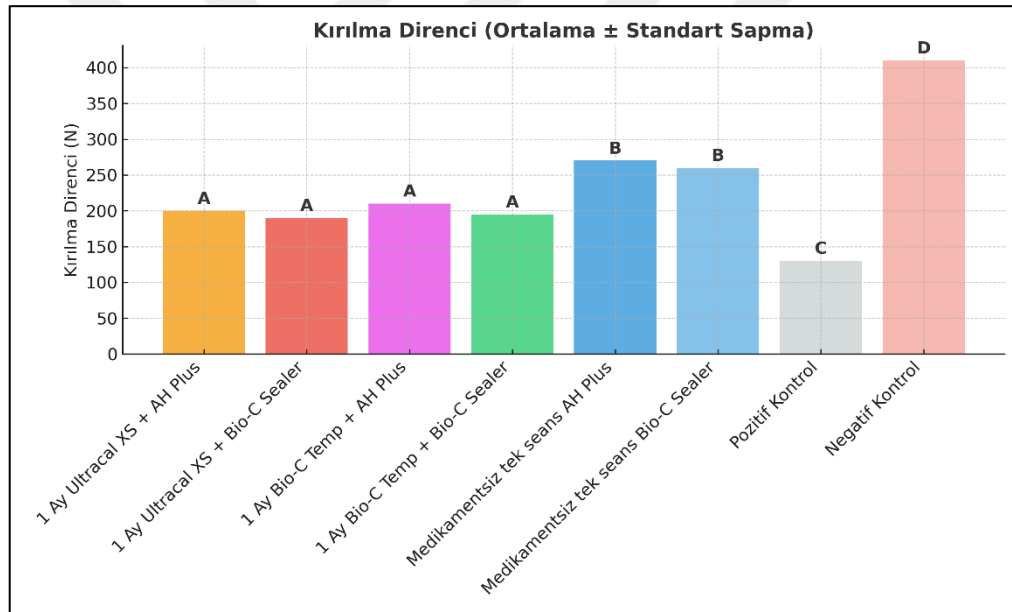
Şekil 3. Bir hafta medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

Tablo 2 ve Şekil 4’de 1 ay kanal içi medikament uygulanan deney grupları değerlendirilmiş ve her grubun kırılma direnci (N) açısından ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmıştır ($p < 0.001$). Negatif kontrol grubu 1 ay kanal içi medikament uygulanan gruplar, medikamentsiz tek seans gruplar ve pozitif kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ($p < 0.001$). Öte yandan, pozitif kontrol grubu 1 ay medikament uygulanan gruplar ve medikamentsiz tek seans gruplar ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde daha düşük kırılma direnci sergilemiştir ($p < 0.001$). Bununla birlikte, 1 ay medikament uygulanan gruplar, medikamentsiz tek seans gruplar ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük kırılma direnci göstermiştir ($p < 0.001$). Ancak grup içi karşılaştırmalarda (1 ay medikament uygulanan gruplar arası veya medikamentsiz tek seans gruplar arası) anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.001$).

Tablo 2. Bir ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

Grup	n	Kırılma Direnci (N) Ortalama $\pm$ SS
1 Ay Ultracal XS + AH Plus	15	202.86 $\pm$ 49.39 ^A
1 Ay Ultracal XS + Bio-C Sealer	15	195.99 $\pm$ 28.04 ^A
1 Ay Bio-C Temp + AH Plus	15	209.62 $\pm$ 60.13 ^A
1 Ay Bio-C Temp + Bio-C Sealer	15	197.05 $\pm$ 46.39 ^A
Medikamentsiz tek seans AH Plus	15	265.59 $\pm$ 88.54 ^B
Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer	15	254.51 $\pm$ 52.22 ^B
Pozitif Kontrol	10	131.55 $\pm$ 32.81 ^C
Negatif Kontrol	10	416.65 $\pm$ 109.77 ^D

*Farklı büyük harfler (A,B,C,D) gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları ifade etmektedir ($p < 0.001$). N: Newton; SS: Standart sapma



Şekil 4. Bir ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

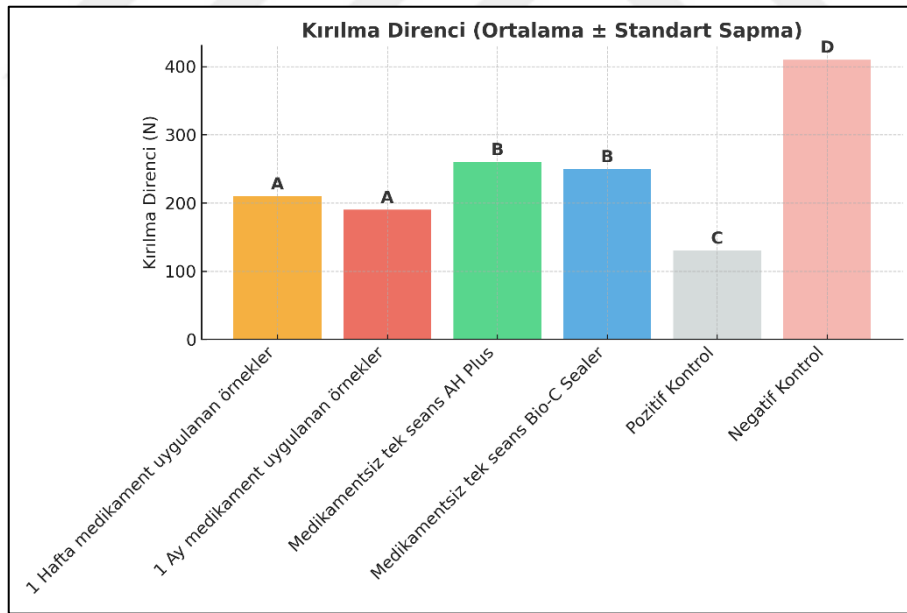
Tablo 3 ve Şekil 5’te iki farklı zaman aralığı baz alınarak toplam altı grup üzerinden yapılan kırılma direnci değerlendirmesinde, istatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı fark olduğu belirlenmiştir ($p < 0.001$). Negatif kontrol grubu, tüm diğer gruplarla karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ($p < 0.001$). Pozitif kontrol grubu, aynı şekilde tüm diğer gruplarla karşılaştırıldığında anlamlı olarak daha düşük kırılma direnci sergilemiştir ($p < 0.001$). Ayrıca 1 hafta ve 1 ay

medikament uygulanan gruplar, medikamentsiz tek seans kanal dolumu uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük kırılma direnci göstermiştir ($p<0.001$). Ancak 1 hafta ve 1 ay medikament uygulanan gruplar arasında ya da medikamentsiz tek seans kanal dolumu yapılan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.001$).

Tablo 3. Bir hafta ve bir ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

Grup	n	Kırılma Direnci (N) Ortalama $\pm$ SS
1 Hafta medikament uygulanan örnekler	60	218.60 $\pm$ 58.88 ^A
1 Ay medikament uygulanan örnekler	60	201.38 $\pm$ 46.52 ^A
Medikamentsiz tek seans AH Plus	15	265.59 $\pm$ 88.54 ^B
Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer	15	254.51 $\pm$ 52.22 ^B
Pozitif Kontrol	10	131.55 $\pm$ 32.81 ^C
Negatif Kontrol	10	416.65 $\pm$ 109.77 ^D

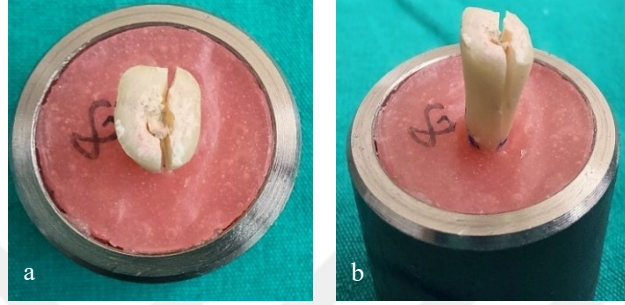
*Farklı büyük harfler (A,B,C,D) gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları ifade etmektedir ($p<0.001$). N: Newton; SS: Standart sapma



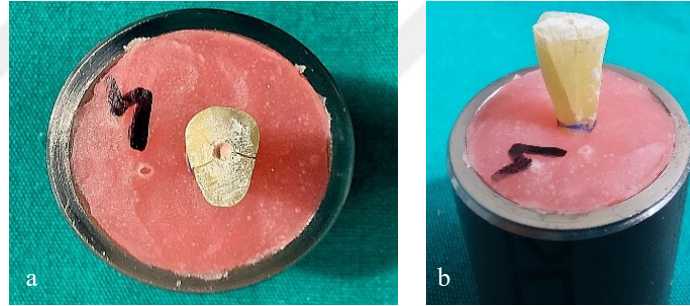
Şekil 5. Bir hafta ve 1 ay medikament uygulanan deney grupları, medikamentsiz tek seans gruplar ve kontrol grupları için köklerin kırılma direncine ait ortalama $\pm$ standart sapma (N) değerleri

4.2. Kırık Tipi

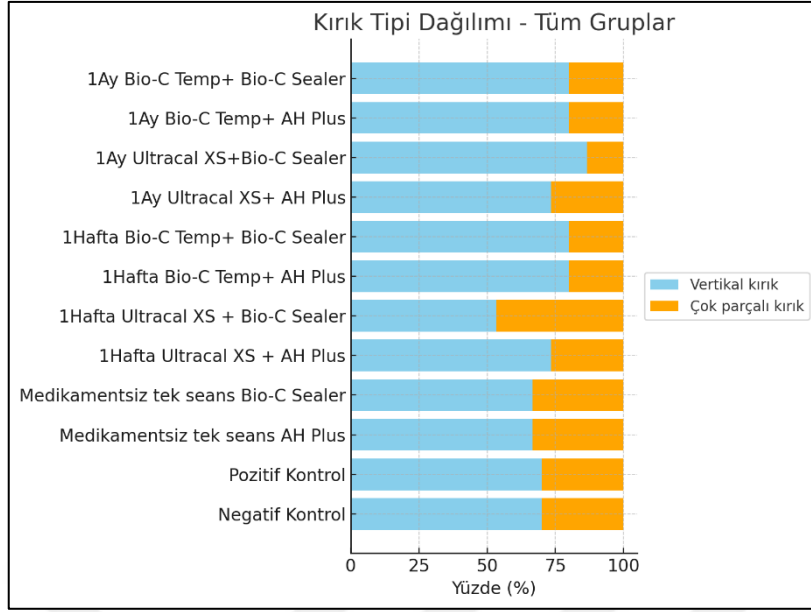
Bu çalışmada yer alan tüm örneklerde meydana gelen kırıklar vertikal (Resim 23) ve çok parçalı (Resim 24) kırık olarak iki grupta değerlendirildi. Kullanılan medikament ve kanal patının türünden bağımsız olarak tüm gruplarda vertikal kırıklar, çok parçalı kırıklara oranla daha yüksek oranda gözlemlendi (Şekil 6).



Resim 23. Vertikal kırık örneğinin (a) üstten, (b) yandan görüntüsü.



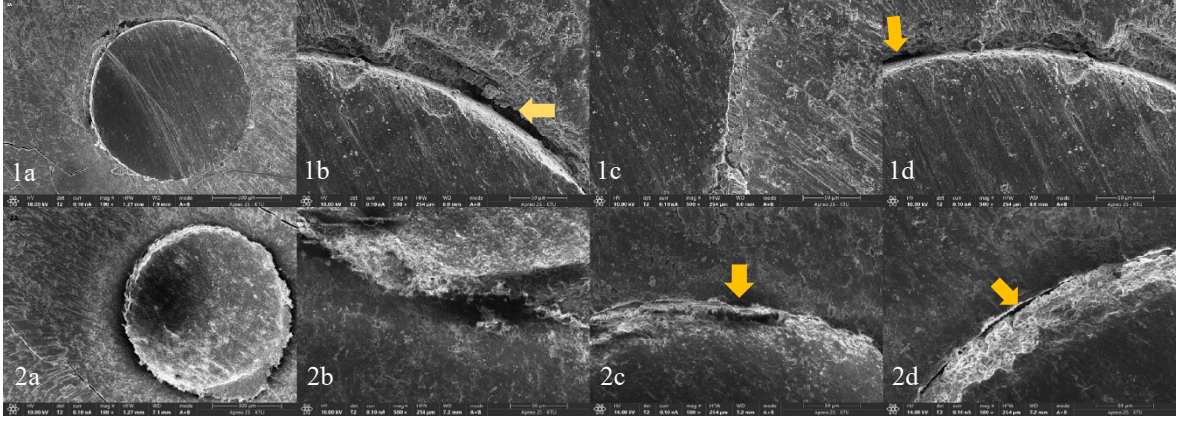
Resim 24. Çok parçalı kırık örneğinin (a) üstten, (b) yandan görüntüsü.



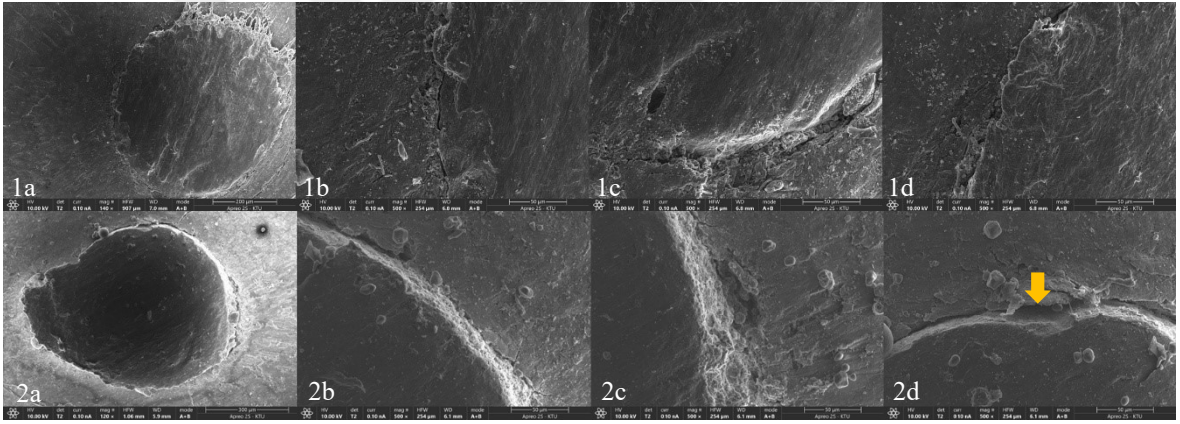
Şekil 6. Kırık tipinin gruplara göre dağılımı

4.3. TEM-EDX Analizi

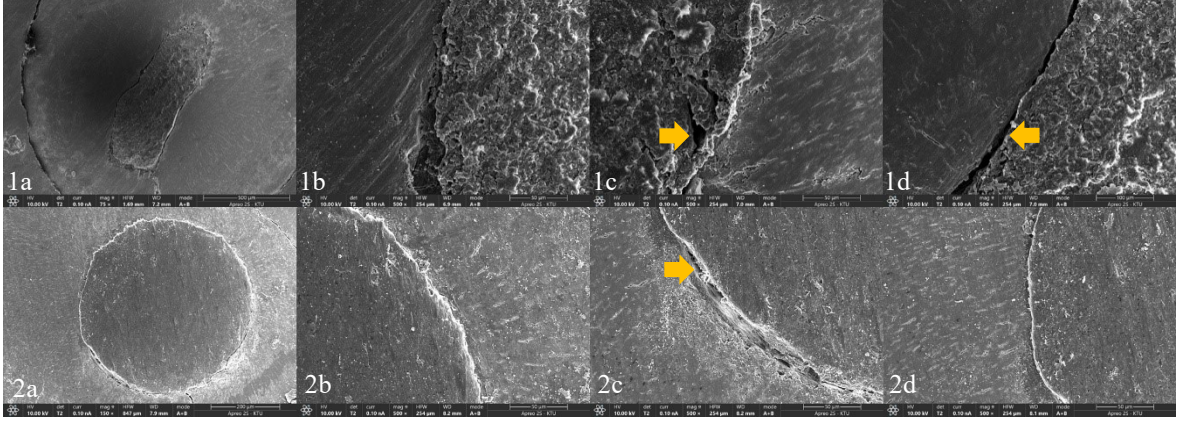
Bağlantı bölgelerinin değerlendirilmesine yönelik olarak elde edilen TEM görüntüleri (75x, 100x, 120x, 140x, 150x, 500x) Resim 25-33'de sunulmaktadır. Medikamentsiz tek seans kanal dolumu yapılan gruplarda, tüm kesitlerde dentin yüzeyi ile kanal patı arasında benzer düzeyde homojen ve uyumlu bir bağlantı gözlemlendi (Resim 25-27). Her iki medikamentin 1 hafta ve 1 ay süreyle uygulandığı gruplarda ise dentin ile kanal dolgu materyali arasında medikament kalıntıları izlendi (Resim 28-33). Medikament uygulanan gruplarda boşlukların daha belirgin olduğu dikkat çekmektedir (Resim 28-33).



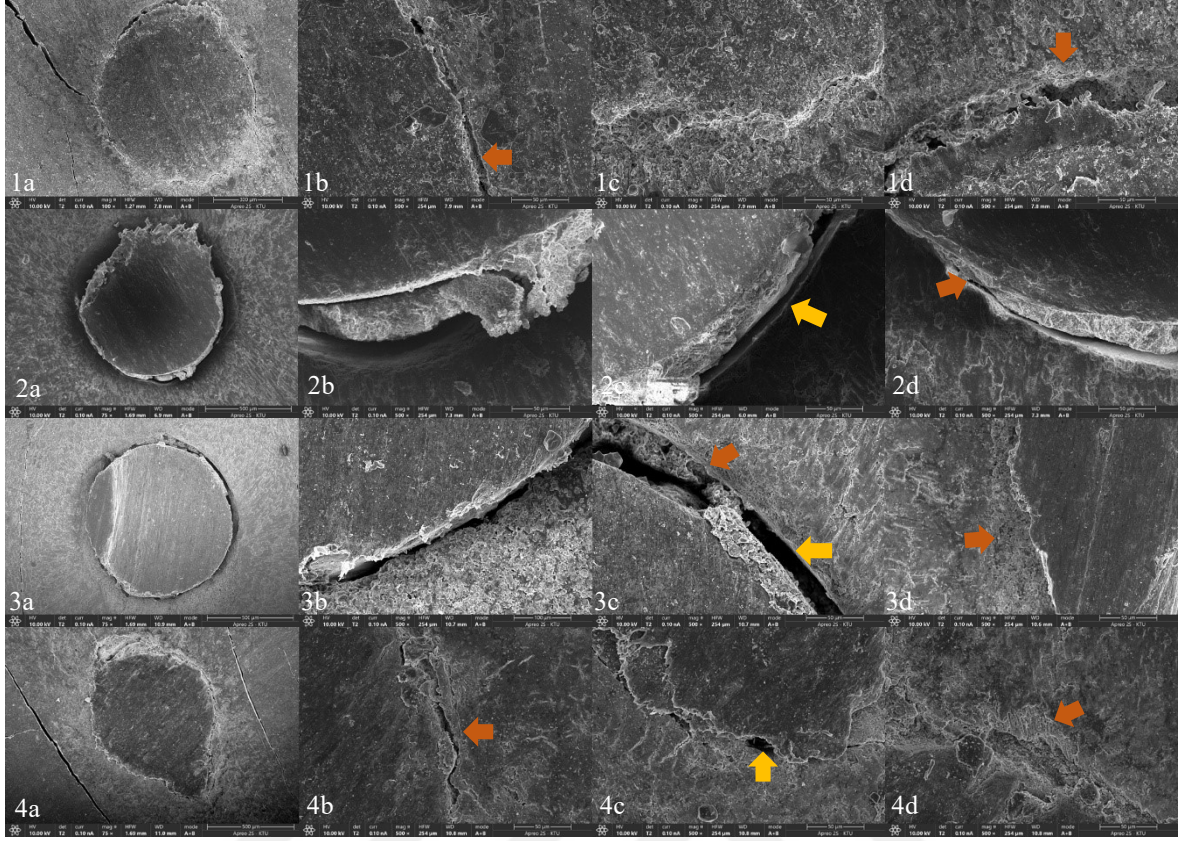
Resim 25. Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



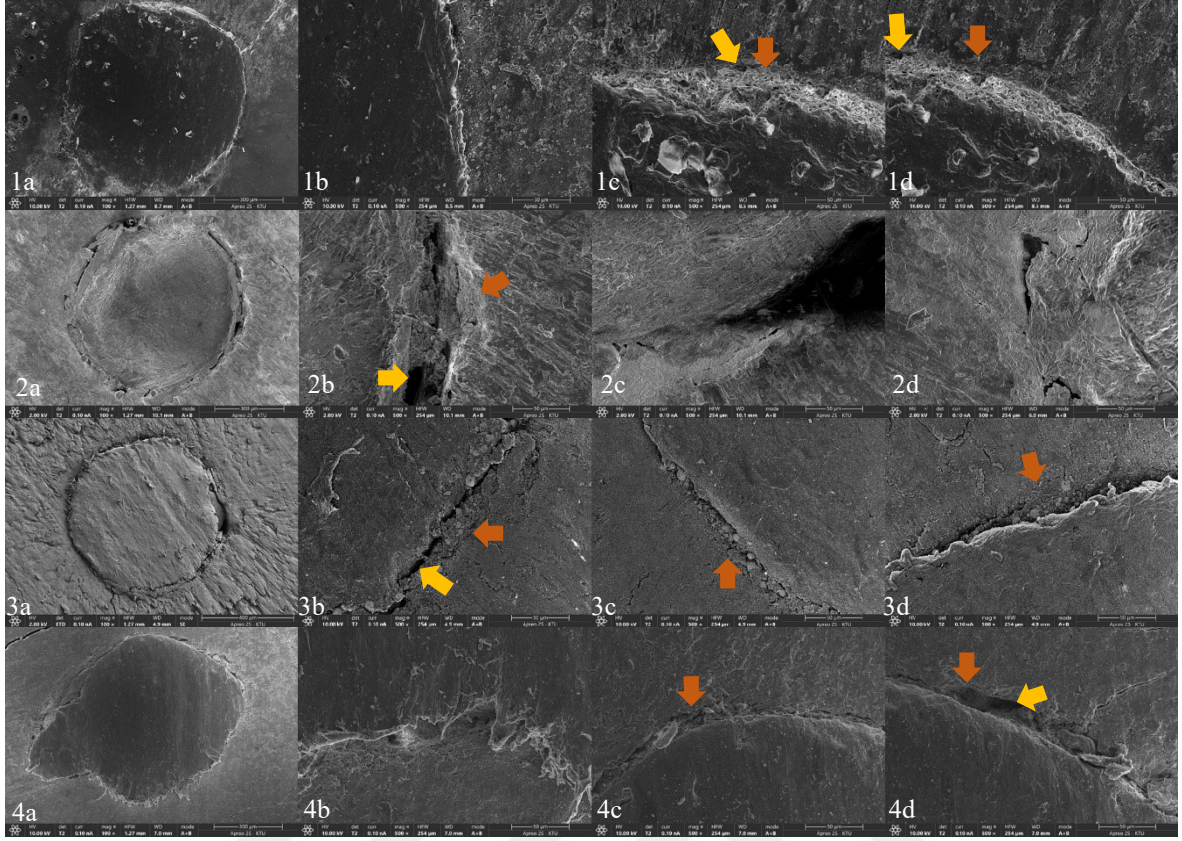
Resim 26. Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 140x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 120x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



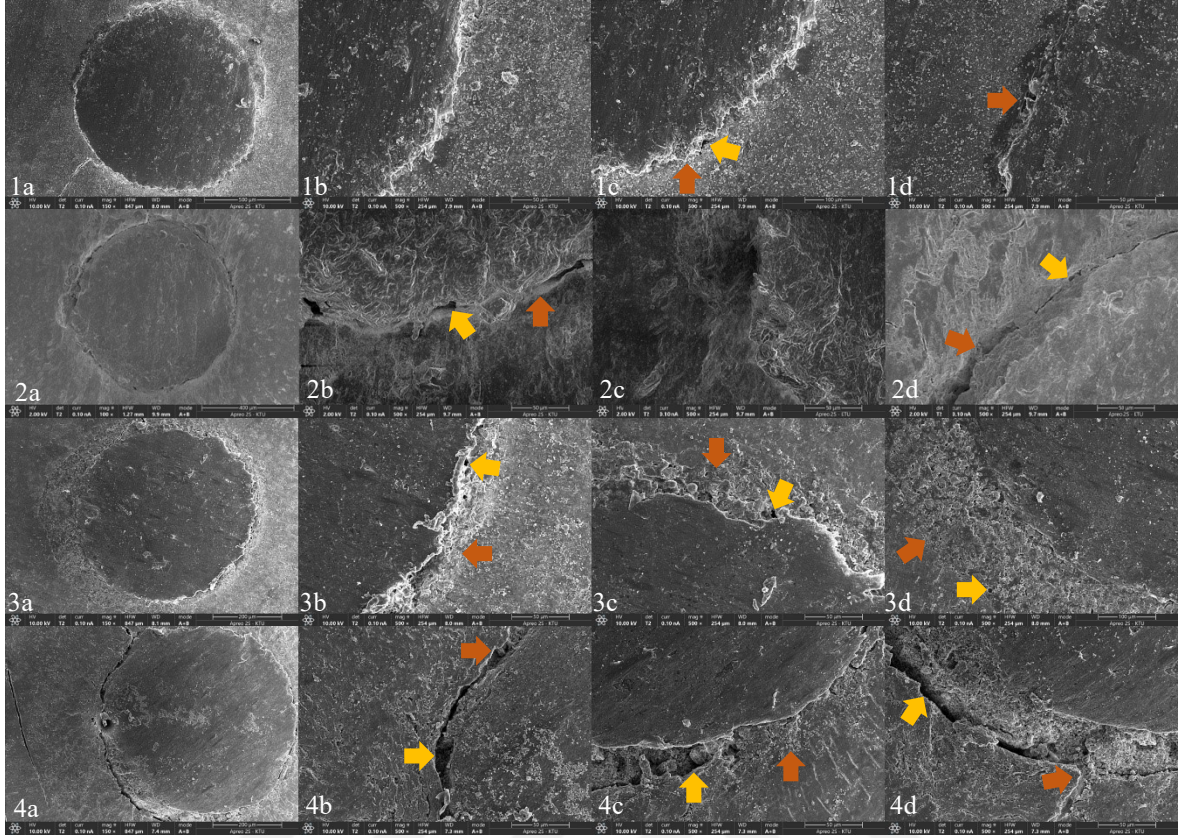
Resim 27. Medikamentsiz tek seans AH Plus deney grubu apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d). 1a 75x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer deney grubu apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d). 2a 150x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



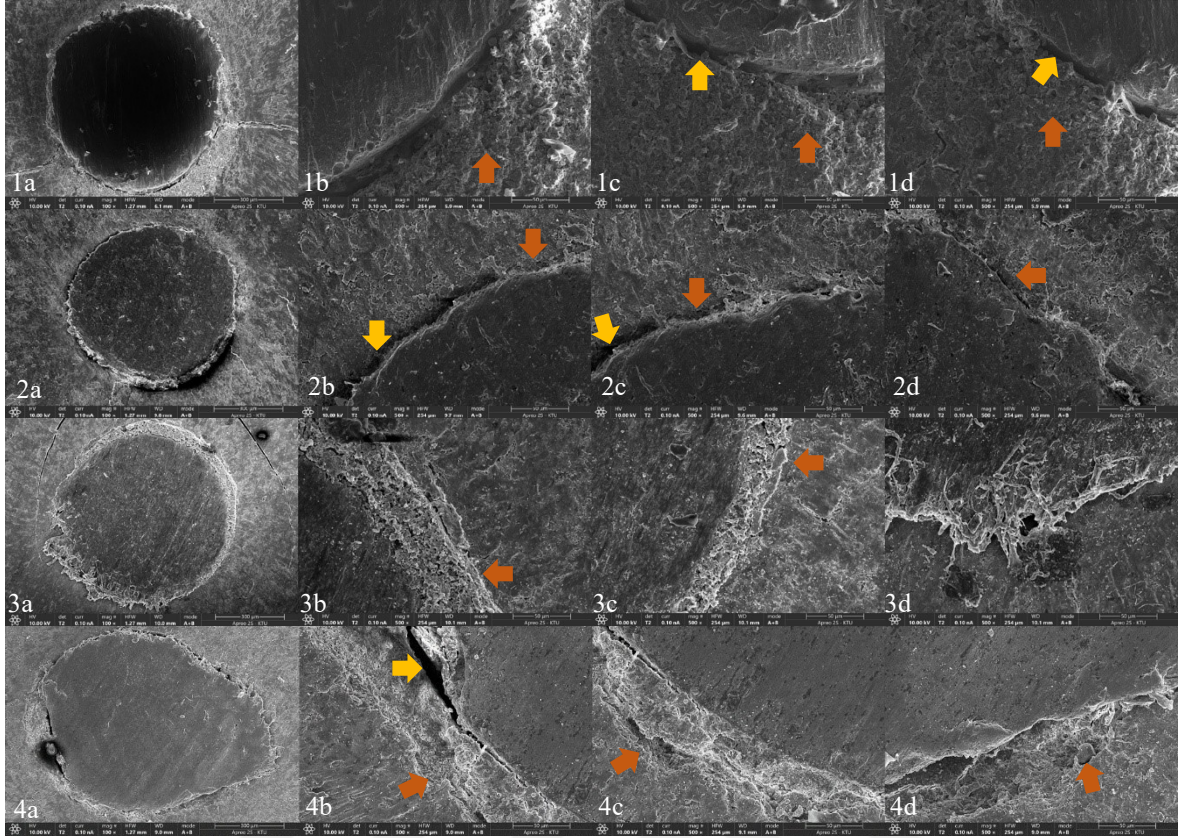
Resim 28. Bir hafta Ultracal XS+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 75x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 75x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 75x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



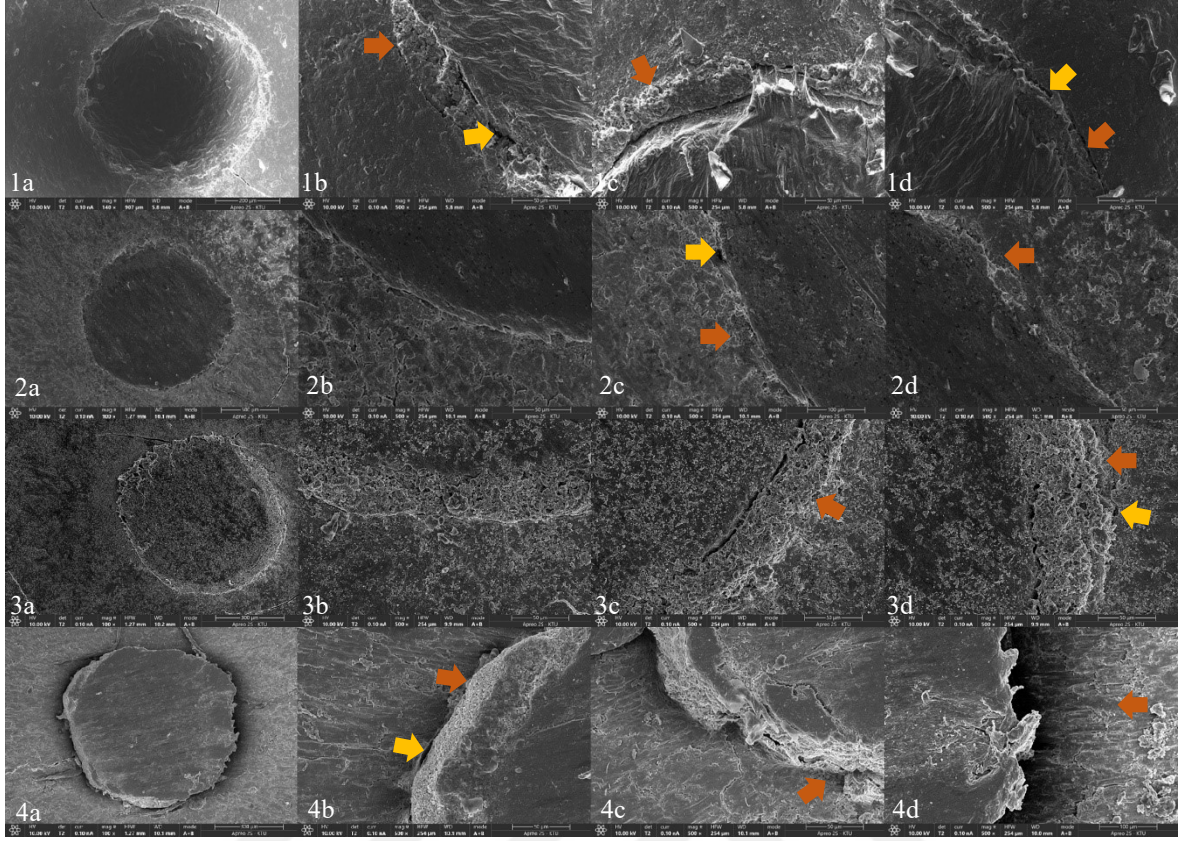
Resim 29. Bir hafta Ultracal XS+AH Plus orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus orta 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



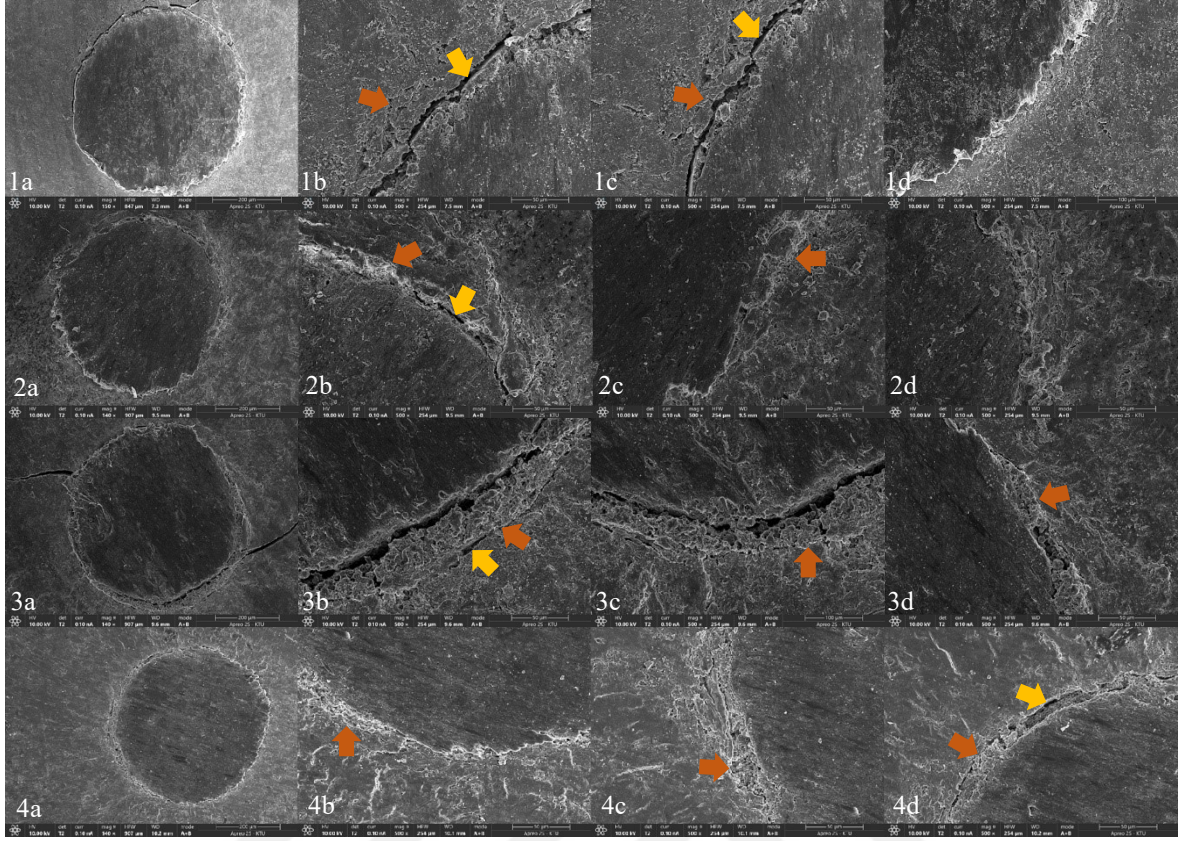
Resim 30. Bir hafta Ultracal XS+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Hafta Ultracal XS+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Hafta Bio-C Temp+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Hafta Bio-C Temp+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (4a, 4b ,4c, 4d). 1a 150x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 150x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 150x, 4b ,4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



Resim 31. Bir ay Ultracal XS+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus koronal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer koronal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 100x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntıları göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.

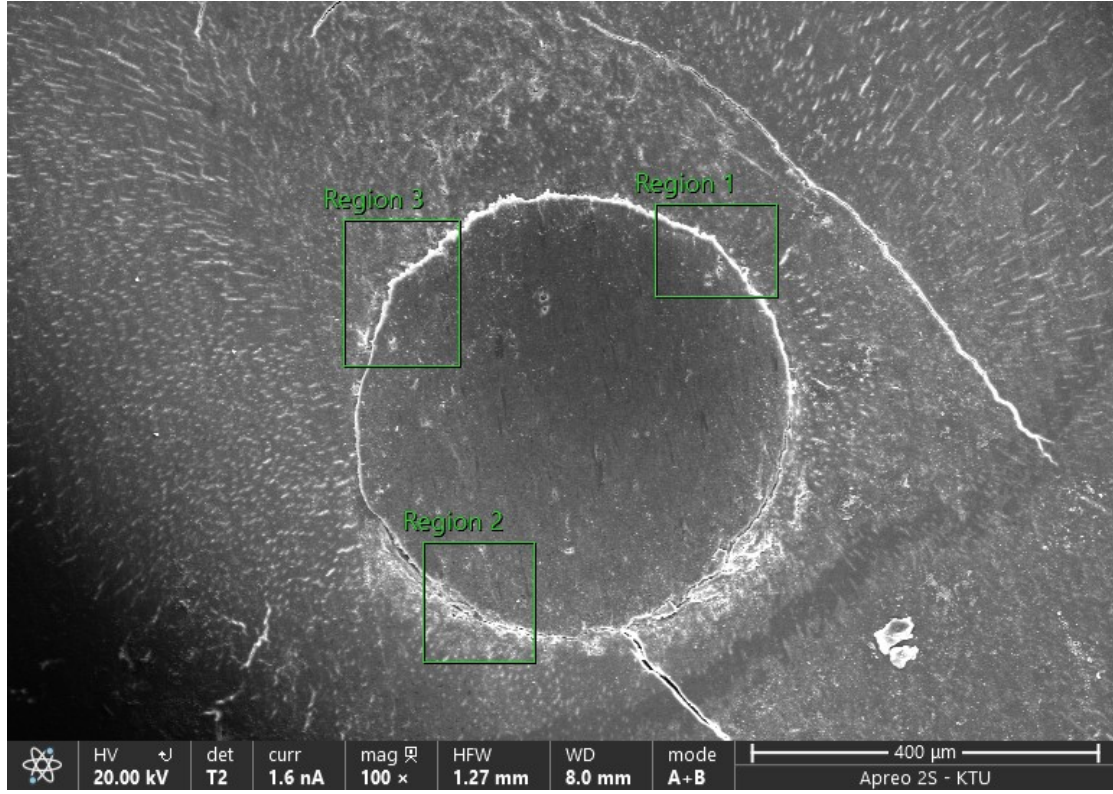


Resim 32. Bir ay Ultracal XS+AH Plus orta 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus orta 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer orta 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 140x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 100x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 100x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 100x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.



Resim 33. Bir ay Ultracal XS+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (1a, 1b, 1c, 1d), 1 Ay Ultracal XS+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (2a, 2b, 2c, 2d), 1 Ay Bio-C Temp+AH Plus apikal 1/3'lük kesit (3a, 3b, 3c, 3d), 1 Ay Bio-C Temp+Bio-C Sealer apikal 1/3'lük kesit (4a, 4b, 4c, 4d). 1a 150x, 1b, 1c, 1d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 2a 140x, 2b, 2c, 2d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 3a 140x, 3b, 3c, 3d 500x büyütmede görüntülenmiştir. 4a 140x, 4b, 4c, 4d 500x büyütmede görüntülenmiştir. Turuncu oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki medikament kalıntılarını göstermektedir. Sarı oklarla gösterilen alanlar dentin yüzeyi ve kanal patı arasındaki boşlukları göstermektedir.

Her bir örneğin 100x büyütmedeki TEM görüntüsü üzerinden EDX analizi gerçekleştirildi. Analiz kapsamında, her örnekte üç farklı alan seçilerek Ca ve P elementlerinin yüzdeleri ölçüldü (Resim 34).



Resim 34. 100x büyütmedeki TEM görüntüsü üzerinden belirlenen 3 farklı alan

Tablo 4’te EDX analizi sonucu elde edilen bir hafta ve bir ay medikament uygulanan deney grupları ve medikamentsiz tek seans gruplardan alınan koronal, orta ve apikal kesitlerdeki Ca ve P yüzdelерinin (%) ve Ca/P oranlarının ortalama ve standart sapma değерleri gösterilmektedir.

Tablo 4. Bir hafta ve bir ay medikament uygulanan deney grupları ve medikamentsiz tek seans gruplardan alınan koronal, orta ve apikal kesitlerdeki Ca ve P yüzdelerinin (%) ve Ca/P oranlarının ortalama $\pm$ standart sapma değerleri

	Örnek	Ca (%) Ortalama $\pm$ SS	P (%) Ortalama $\pm$ SS	Ca/P oranı Ortalama $\pm$ SS
Medikamentsiz tek seans AH Plus	Koronal	82.60 $\pm$ 0.35	17.40 $\pm$ 0.35	4.75 $\pm$ 0.12
	Orta	82.97 $\pm$ 3.71	17.03 $\pm$ 3.71	5.08 $\pm$ 1.50
	Apikal	85.93 $\pm$ 0.93	14.07 $\pm$ 0.93	6.12 $\pm$ 0.46
Medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer	Koronal	84.00 $\pm$ 2.86	16.00 $\pm$ 2.86	5.37 $\pm$ 1.07
	Orta	85.37 $\pm$ 6.05	14.63 $\pm$ 6.05	6.53 $\pm$ 2.54
	Apikal	86.40 $\pm$ 1.32	13.60 $\pm$ 1.32	6.40 $\pm$ 0.76
1 Hafta Ultracal XS+AH Plus	Koronal	86.03 $\pm$ 2.11	13.97 $\pm$ 2.11	6.26 $\pm$ 1.08
	Orta	86.43 $\pm$ 1.95	13.57 $\pm$ 1.95	6.46 $\pm$ 1.00
	Apikal	89.10 $\pm$ 2.13	10.90 $\pm$ 2.13	8.40 $\pm$ 1.77
1 Hafta Ultracal XS+ Bio-C Sealer	Koronal	85.67 $\pm$ 0.85	14.33 $\pm$ 0.85	5.99 $\pm$ 0.42
	Orta	85.73 $\pm$ 3.33	14.27 $\pm$ 3.33	6.24 $\pm$ 1.50
	Apikal	88.77 $\pm$ 4.60	11.23 $\pm$ 4.60	9.23 $\pm$ 4.97
1 Hafta Bio-C Temp+ AH Plus	Koronal	87.67 $\pm$ 2.31	12.33 $\pm$ 2.31	7.31 $\pm$ 1.64
	Orta	89.10 $\pm$ 0.70	10.90 $\pm$ 0.70	8.20 $\pm$ 0.59
	Apikal	89.03 $\pm$ 3.47	10.97 $\pm$ 3.47	8.80 $\pm$ 3.40
1 Hafta Bio-C Temp+ Bio-C Sealer	Koronal	82.07 $\pm$ 0.85	17.93 $\pm$ 0.85	4.58 $\pm$ 0.26
	Orta	83.53 $\pm$ 2.15	16.47 $\pm$ 2.15	5.14 $\pm$ 0.87
	Apikal	85.50 $\pm$ 0.79	14.50 $\pm$ 0.79	5.91 $\pm$ 0.39
1 Ay Ultracal XS+ AH Plus	Koronal	87.13 $\pm$ 0.86	12.87 $\pm$ 0.86	6.79 $\pm$ 0.51
	Orta	88.83 $\pm$ 1.76	11.17 $\pm$ 1.76	8.11 $\pm$ 1.55
	Apikal	90.67 $\pm$ 1.21	9.33 $\pm$ 1.21	9.83 $\pm$ 1.38
1 Ay Ultracal XS+ Bio-C Sealer	Koronal	84.43 $\pm$ 0.15	15.57 $\pm$ 0.15	5.42 $\pm$ 0.07
	Orta	86.07 $\pm$ 1.93	13.93 $\pm$ 1.93	6.27 $\pm$ 1.10
	Apikal	90.03 $\pm$ 3.74	9.97 $\pm$ 3.74	10.35 $\pm$ 5.34
1 Ay Bio-C Temp+ AH Plus	Koronal	84.73 $\pm$ 2.14	15.27 $\pm$ 2.14	5.62 $\pm$ 0.87
	Orta	90.13 $\pm$ 1.42	9.87 $\pm$ 1.42	9.26 $\pm$ 1.36
	Apikal	90.50 $\pm$ 5.12	9.50 $\pm$ 5.12	11.33 $\pm$ 5.09
1 Ay Bio-C Temp+ Bio-C Sealer	Koronal	86.37 $\pm$ 2.63	13.63 $\pm$ 2.63	6.54 $\pm$ 1.64
	Orta	86.50 $\pm$ 3.87	13.50 $\pm$ 3.87	6.89 $\pm$ 2.60
	Apikal	89.17 $\pm$ 0.85	10.83 $\pm$ 0.85	8.26 $\pm$ 0.70

Ca: Kalsiyum; P: Fosfor; SS: Standart sapma

EDX analizinden elde edilen bulgulara göre, medikamentsiz tek seans Bio-C sealer grubunun, medikamentsiz tek seans AH Plus grubuna göre görece daha yüksek ağırlıkça Ca yüzdesi ve Ca/P oranı sergilediği dikkat çekmiştir. Bununla birlikte tek seans medikamentsiz gruplarda ağırlıkça Ca yüzdeleri ve Ca/P oranlarının, medikament

uygulanan gruplara kıyasla görece daha düşük seyredildiği gözlemlenmiştir. Bir hafta ve bir ay süreyle medikament uygulanan gruplarda ise süre fark etmeksizin, özellikle apikal kesitlerde Ca/P oranları ile ağırlıkça Ca yüzdesinde artış eğilimi izlenmektedir. Buna karşın, koronal ve orta kesitlerde bu değerlerin birbirine daha yakın seyredildiği ve apikal kesitlere kıyasla daha düşük olabileceği görülmektedir. Ancak 1 hafta Bio-C Temp + Bio-C Sealer grubunda, diğer deney gruplarına göre tüm kesitlerde ağırlıkça Ca yüzdesi ve Ca/P oranlarının görece daha düşük değerler gösterebildiği dikkat çekmektedir.



5. TARTIŞMA

Diş kırıkları, diş hekimliğinde klinik yönetimi güç ve çoğunlukla diş kaybı ile sonuçlanan ciddi komplikasyonlardan biridir (157). Endodontik tedavi uygulanmış dişlerde bu tür kırıkların gelişme riskinin artmasında; çürük ya da travmaya bağlı yapısal zayıflık, kavite preparasyonu sırasında meydana gelen aşırı doku kaybı, kök kanal şekillendirme ve irrigasyon işlemleri, kanal içi medikament kullanımı, dolgu materyalinin yerleştirilmesi sırasında uygulanan basınç ve post boşluğu hazırlığı gibi çeşitli faktörlerin rol oynadığı bildirilmektedir (158).

Buna karşın kök kanal dolgu patı, kök kanal dentinine bağlanarak kalan diş yapısını daha dayanıklı hale getirmeli ve uzun vadede dişin kırılma direncine katkıda bulunmalıdır (16). Kanal içi medikamentler ise seanslar arasında temizlik ve dezenfeksiyona katkı sağlamaları nedeniyle kök kanal tedavisinin uzun vadeli başarısı için gereklidir (41). Günümüzde en yaygın kullanılan kanal içi medikament olan Ca(OH)_2 , dentin proteinleri ile kollajen yapıdaki bağlayıcı molekülleri denatüre ederek kök dentininde yapısal zayıflamalara yol açabilmekte ve bu durum dişlerin kırılma direncini artırabilmektedir (10, 11). Al-Hiyasat ve ark., premix formda sunulan Ultracal XS'in farklı sürelerle (7, 14, 30 ve 90 gün) uygulanmasının, kök dentininin kırılma direncinde zamana bağlı azalmalar oluşturduğunu rapor etmişlerdir (12). Ayrıca, kanal içinden uzaklaştırılamayan Ca(OH)_2 kalıntılarının kök kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyonunu olumsuz yönde etkileyebildiği belirtilmektedir (32).

Biyoseramik materyallerin gelişmesiyle birlikte, bu sorunlara çözüm olarak geliştirilen kalsiyum silikat esaslı medikament Bio-C Temp'e ilgi artmaktadır. Ancak, dentin duvarında kalan Bio-C Temp kalıntılarının, kök kanal obturasyonu üzerindeki etkisine dair kanıtlar sınırlıdır. Escobar ve ark., Bio-C Temp ve Ca(OH)_2 kalıntılarının epoksi rezin ve kalsiyum silikat esaslı kök kanal patlarının bağlanma dayanımı ile adeziv arayüz oluşumuna etkilerini incelemiş ve Bio-C Temp kalıntılarının kalsiyum silikat esaslı kanal patlarının dentine adaptasyonunu olumlu yönde etkilediğini bildirmiştir (33).

Mevcut literatürde, Bio-C Temp'in kök dentin kırılma direnci üzerindeki etkilerini doğrudan araştıran bir çalışmaya rastlanmamaktadır. Kahler ve Swain tarafından yapılan bir derlemede ise, Ca(OH)_2 ile ilgili kırılma direnci sonuçlarının çelişkili olduğu ve özellikle uygulama süresinin dentin dayanıklılığı üzerinde belirleyici olabileceği vurgulanmıştır (35). Öte yandan kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal patı olan Bio-C

Sealer, rezin esaslı AH Plus kök kanal patına göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir (36). Bu bilgiler dahilinde, bu çalışmamızda farklı tipteki kanal içi medikament (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında (1 hafta, 1 ay) kök dentin kırılma direnci üzerine etkisini incelemeyi amaçladık.

Anatomik olarak ince yapılı olmaları ve çiğneme sırasında oluşan yoğun fonksiyonel yüklerin en fazla uygulandığı bölgede yer almaları nedeniyle alt premolar dişler, klinik şartları taklit eden deneysel modellerde güvenilir veri elde edilmesine olanak tanır (159). Yapılan bazı kırılma direnci çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda genelde diş anatomilerinin benzer olması, düz ve tek kök kanalına sahip olmalarından dolayı alt premolar dişlerin kullanılmasını tercih ettik (160, 161).

Alt premolar dişlerde yaklaşık %25 oranında görülen oval şekilli kök kanalları, bukkal ve lingual yöndeki dar uzantılar nedeniyle bu bölgelerde stres yoğunlaşmasına yol açabilmektedir (162, 163). Araştırmalar, mezyo-distal genişliği bukkal-lingual genişliğine göre oldukça dar olan oval kanallı alt premolarlarda, çiğneme sırasında oklüzal kuvvetin diğer dişlere kıyasla yaklaşık üç kat daha fazla aktarıldığını ortaya koymuştur (164). Bu nedenle çalışmamızda kırılma direncinin değerlendirilmesi için, apikalden 5 mm seviyesinde bukkal-lingual çapı mezyo-distal çapın en az iki katı olan oval kanallı alt premolar dişler seçildi; dekontaminasyon ve kanal preparasyonunun ardından dentin kalınlıkları her iki yönden yeniden ölçülerek örnekler standardize edildi.

Kök kanal şekillendirmesi, kanalın dezenfeksiyonunu kolaylaştırmak, enfekte dokuları uzaklaştırmak ve kök kanal dolumu için ideal bir form sağlamak amacıyla uygulanan bir prosedürdür. Ancak, bu işlem dentin yapısında mikrohasarlara ve özellikle apikal bölgede yoğunlaşan stresle birlikte çatlak oluşumuna yol açabilmektedir (165, 166). Bu tür mikrohasarlar, zamanla fonksiyonel ve restoratif kuvvetlerin etkisiyle ilerleyerek kök kırıklarına dönüşebilmektedir (163). Literatürde çalışma boyunun apikal foramenin 1 mm gerisinde sınırlandırılmasının, apikal yüzeyde çatlak oluşma riskini anlamlı şekilde azalttığı bildirilmiştir (131).

Kanal şekillendirmede tek ege yaklaşımının temel amacı, işlem sırasında kanal içine giren alet sayısını azaltmaktır. Bunun yanı sıra, resiprokal hareketin, geleneksel rotasyonel harekete kıyasla kanal merkezleme yeteneği daha fazladır ve özellikle apikal üçlüde daha merkezi bir enstrümantasyon ile kalan dentin kalınlığını korur (167). Bu

nedenle çalışmamızda örneklerin çalışma boyunu apikal foramenin 1 mm gerisinde belirledik ve preparasyon sırasında resiprokal hareketle çalışılan T-Endo Must eğe sistemini tercih ettik.

Kemomekanik preparasyon, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sürecinde mekanik enstrümantasyonun biyolojik olarak aktif irrigasyon solüsyonlarıyla birlikte uygulanması prensibine dayanmaktadır. Bu bağlamda, NaOCl çözeltileri; nekrotik doku kalıntılarını çözme kapasiteleri ve güçlü antimikrobiyal etkileri nedeniyle endodontide en yaygın kullanılan irrigantlar arasında yer almaktadır (168). Ayrıca, enstrümantasyon sırasında kanal boşluğunun sürekli irrigasyon solüsyonu ile dolu tutulması, aletler üzerindeki stresi azaltarak dokuların etkin şekilde uzaklaştırılmasına katkı sağlamaktadır (169). Cullen ve ark. yaptıkları araştırmada NaOCl konsantrasyonundaki artışın dentinin eğilme direnci ve elastikiyet modülünde istatistiksel olarak anlamlı bir azalmaya yol açmadığını bildirmişlerdir (170). Benzer şekilde Machnick ve ark. da eğilme direnci açısından salin kontrol grubu ile NaOCl grupları (%5.25, %2.6, %1.3, %0.6) arasında anlamlı fark bulunmadığını, elastikiyet modülü açısından ise yalnızca %0.6 NaOCl grubunda kontrol grubuna göre anlamlı farklılık bulunduğunu rapor etmişlerdir (171). Sagsen ve ark. ise kırılma direnci üzerine yaptıkları çalışmada %2.5 NaOCl kullanmıştır (172). Bu doğrultuda, biz de çalışmamızda NaOCl'nin kök kanal preparasyonuna sağladığı avantajlar ve konsantrasyonunun dentinin mekanik özellikleri üzerinde etki göstermemesi nedeniyle irrigasyon solüsyonu olarak %2.5 NaOCl'yi tercih ettik.

NaOCl, dentinin inorganik yapısını çözme yeteneğine sahip olmadığından, kök kanal preparasyonu sırasında smear tabakasının oluşumunu engelleyememekte ve uzaklaştıramamaktadır (168). Bu nedenle, kök kanal tedavisinde yardımcı ajan olarak EDTA gibi dekalsifiye edici ajan kullanılması tavsiye edilmektedir (173). Klinik uygulamalarda en yaygın tercih edilen dekalsifiye edici ajan EDTA'dır (174, 175). EDTA uygulamasıyla smear tabakasının elimine edilmesi dentin geçirgenliğini artırmakta (176), bunun sonucunda kök kanal dolgu materyalinin dentin duvarına adaptasyonunu güçlendirerek mikrosızıntının azalmasına katkı sağlamaktadır (177, 178). Souza ve ark. yaptıkları araştırmada kontrol grubuyla %17 EDTA, %17 EDTA ile ultrasonik aktivasyon, %17 glikolik asit, %17 glikolik asit ile ultrasonik aktivasyon grupları arasında koheziv dayanım, eğilme direnci ve kırılma direncini incelemişler ve istatistiksel açıdan bir fark

olmadığını bildirmişlerdir (179). Bu nedenle çalışmamızda, smear tabakasını uzaklaştırarak dentin geçirgenliğini artıran ve kök kanal patlarının adezyonunu güçlendiren şelasyon etkileri nedeniyle %17 EDTA'yı tercih ettik.

Mekanik enstrümantasyon ve irrigasyon yöntemleri, kök kanal sistemindeki tüm mikroorganizmaları tamamen ortadan kaldıramadığı için, kalan bakteriyel yükün azaltılmasında kanal içi medikamentlerin kullanımı önerilmektedir (45, 50). Ca(OH)_2 ; güçlü antimikrobiyal etkisi, sert doku oluşumunu desteklemesi ve antirezorptif özellikleri nedeniyle uzun süredir endodontide yaygın olarak tercih edilen bir medikamenttir (95). Özellikle Ultracal XS formu, düzenli ve küçük partikül yapısı sayesinde dentin yüzeyine homojen biçimde yayılmakta ve dentin tübüllerine daha etkin şekilde nüfuz edebilmektedir (180). Ayrıca, sulu taşıyıcı yapısı Ca^{+2} ve OH^- iyonlarının hızlı salınımını sağlayarak tedavi süresince güçlü bir antimikrobiyal ortam oluşturmaya imkan tanımaktadır (181, 182). Çalışmamızda karşılaştırılmalı gruptaki Bio-C Temp ile benzer uygulama formuna ve küçük partikül yapısına sahip olması nedeniyle Ultracal XS tercih edilmiştir.

Bio-C Temp, kalsiyum silikat esaslı ilk medikamentlerden biri olarak geliştirilmiş ve özellikle Ca(OH)_2 'ye alternatif olarak önerilen bir materyaldir. Yüksek alkaliniteye sahip olması ve içerdiği mikro partiküller ($<2 \mu\text{m}$) sayesinde dentin tübüllerine daha iyi nüfuz ederek Ca^{+2} ve OH^- iyonlarının salınımını artırmakta, böylece biyolojik etkinliğini güçlendirmektedir (13). Ayrıca, üretici firma medikamentin nekrotik dişler, retreatment olguları ve kök rezorpsiyonları gibi durumlarda kullanıma uygun olduğunu bildirmektedir (34). Bununla birlikte, kalsiyum silikat esaslı kanal patı (Bio-C Sealer) ile bağlanma dayanımı açısından sağladığı avantajlar (33), Bio-C Temp'i çalışmamız için güncel ve etkili bir seçenek haline getirmiştir.

Apikal periodontitisli enfekte matür dişlerin tedavisinde sıklıkla tercih edilen yaklaşımlardan biri, kök kanallarına Ca(OH)_2 yerleştirilerek bu medikamentin 1 hafta ila 1 ay gibi kısa sürelerde uygulanmasıdır. Bu bağlamda, Ca(OH)_2 'in kısa süreli kullanımının diş dentini üzerinde yapısal bir zayıflamaya neden olup olmadığının belirlenmesi, tedavi planlaması açısından önemli bir klinik sorudur (183). Ayrıca, üretici firma, kalsiyum silikat esaslı kök kanal medikamenti Bio-C Temp'in kök kanalında en fazla 30 gün süreyle kalabileceğini bildirmektedir (34). Bu nedenle çalışmamızda kanal içi medikament uygulamasını 1 hafta ve 1 ay olarak iki farklı zaman aralığında belirledik.

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in kök kanal sisteminden tam olarak uzaklaştırılabilmesi amacıyla pek çok protokol ve teknik geliştirilmiş olsa da (184–186), mevcut araştırmalar kullanılan enstrümantasyon ve irrigasyon yaklaşımlarının bu konuda yetersiz kaldığını göstermektedir (187). Klinik uygulamalarda en sık tercih edilen yöntem; çalışma boyuna kadar ilerletilen ana eğe ile birlikte bol miktarda NaOCl ve EDTA kullanılarak yapılan irrigasyondur (188). Bununla birlikte, Yaylalı ve ark.'nın sistematik bir derlemesinde, irrigantların ultrasonik aktivasyonunun $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in uzaklaştırılmasında geleneksel yöntemlere kıyasla daha etkili olduğu bildirilmiştir (189). Ayrıca, lazer destekli irrigasyon, pasif ultrasonik irrigasyon (PUI), EndoActivator ve EndoVac gibi çeşitli aktivasyon yöntemlerinin, smear tabakasının ve organik/inorganik artıkların etkin bir şekilde uzaklaştırılmasına, kanal patlarının dentin tübüllerine daha derinlemesine penetre olmasına ve kök kanal dezenfeksiyonunun mikrobiyal etkinliğine katkı sağladığı literatürde vurgulanmaktadır (190–192).

Lopes çalışmasında, Bio-C Temp ile $\text{Ca}(\text{OH})_2$ esaslı kanal içi medikamentlerin, konvansiyonel manuel irrigasyon (CMI) ve PUI yöntemleriyle uzaklaştırılması sonrası kalan medikament kalıntıları değerlendirilmiş; servikal ve orta üçlüde fark bulunmazken, apikal üçlüde PUI'nin CMI'ye göre anlamlı olarak daha etkili olduğu gösterilmiştir (193). Bu üstünlük, PUI'nin kavitasyon ve akustik mikroakış etkileri sayesinde irrigasyon solüsyonlarının kök kanal sisteminin apikal bölgelerine ve anatomik düzensizliklere daha etkin şekilde ulaşabilmesine atfedilmiştir (194). Benzer şekilde, Almohareb ve ark. da Bio-C Temp'in uzaklaştırılmasında XP-endo Finisher (XPF) ve PUI'nin benzer etkinliğe sahip olduğunu, her iki yöntemin de konvansiyonel irrigasyondan üstün olduğunu bildirmiştir (153). Bu nedenle çalışmamızda kök kanalından medikament uzaklaştırma amacıyla PUI ile aktivasyonu tercih ettik.

Bağlayıcı özellikteki materyallerle gerçekleştirilen kök kanal dolumu, kanal patının dentin tübüllerine mikromekanik olarak tutunması veya kök dentin yüzeyiyle kimyasal etkileşime girmesi yoluyla köklerin yapısal dayanıklılığını artırabilir (195). Diş yapısında meydana gelen zayıflamayı dengeleyen ve kalan dentin dokusunu destekleyen kök kanal dolgu materyallerinin tercih edilmesi önerilmektedir. Güta-perka kon ile birlikte kanal patı kullanımı, başarılı bir kök kanal dolumunun kritik bir aşaması olarak kabul edilmektedir. Kök kanal patı, güta-perka kon ile kök kanal duvarları arasındaki boşlukları doldurarak sızdırmazlık sağlar; lateral depresyon alanları ve oluklar gibi güta-perka'nın temas edemediği alanlardaki uyumsuzlukları ortadan kaldırır ve dentin duvarlarına daha iyi

marjinal adaptasyon sağlar (107, 196). Bu çalışmada kök kanalları tek kon tekniği ile doldurulmuştur. Her ne kadar lateral kondenzasyon tekniği uzun süredir altın standart olarak kabul edilse ve birçok çalışmada tercih edilse de (17), literatürde bu tekniğe ilişkin bazı dezavantajlar da bildirilmiştir. Özellikle soğuk lateral kondenzasyon sırasında kullanılan spreader'ın oluşturduğu kama etkisi nedeniyle kök kanal duvarlarında stres meydana geldiği ve bunun kırılma direncini olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (197–199). Ayrıca, spreader boyutunun da köklerin mekanik dayanıklılığı üzerinde belirleyici bir faktör olduğu; daha geniş çaplı spreader'ların, köklerin kırılma direncinde azalmaya neden olduğu gösterilmiştir (123).

Epoksi rezin esaslı patların, dentin tübüllerine derinlemesine penetrasyon gösterdiği ve kök dentini ile daha güçlü bir bağ oluşturduğu bildirilmektedir (200). Bu materyallerin dentinle kurduğu güçlü bağlantının, büyük ölçüde mikromekanik kilitlenme mekanizmasına dayandığı belirtilmiştir. Söz konusu özellik, kök kanal dolgu materyalinin dentin yüzeyine tutunma kapasitesini artırarak, dişin kırılma direncine olumlu katkı sağlayabilmektedir (201). Nitekim, Karapınar Kazandağ ve ark., Mandava ve ark. ile Chadha ve ark. tarafından yapılan çalışmalar, AH Plus kanal patının kırılma direncini artırma potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymuştur (158, 160, 202). Ayrıca, üstün fiziksel ve kimyasal özellikleri nedeniyle AH Plus kanal patı, endodontik tedavilerde yaygın olarak kullanılan ve literatürde altın standart olarak kabul edilen bir materyaldir (36).

Geleneksel rezin esaslı kanal patlarının dentinle kimyasal bir bağ oluşturmaması (203), kök kanal duvarlarına etkin şekilde tutunabilen alternatif kanal patlarının geliştirilmesi gerekliliğini gündeme getirmiştir. Bu bağlamda, son yıllarda kalsiyum silikat esaslı kanal patları, kök kanal dolgu materyali olarak ön plana çıkmaktadır (204, 205). Kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat gibi biyoaktif içeriklere sahip bu materyaller, çevre dokularla etkileşime girerek hidroksiapatit oluşumunu teşvik eder ve böylece dentin ile pat arasında kimyasal bağ oluşumuna katkıda bulunur. Bu özellik, kök kanal dolgu materyalinin hem sızdırmazlığını hem de uzun dönem stabilitesini artırmaktadır (204, 206). Ayrıca, kalsiyum silikat esaslı kanal patlarının apatit benzeri mineral tabakalar oluşturma yeteneği, dentin ile pat arasındaki bağlantının mekanik olarak da güçlenmesine yardımcı olur (207–209). Premix formda sunulan yeni nesil kalsiyum silikat esaslı kanal patları (örneğin Bio-C Sealer), geleneksel rezin esaslı ürünlere kıyasla kullanım kolaylığı,

biyoyumluluk ve biyoaktivite gibi ek avantajlar sunmaktadır. Literatürde, bu tür materyallerin, Ca^{+2} iyonu salarak ve alkaliniteyi artırarak mineralize doku oluşumunu desteklediği de belirtilmiştir (210). Bu nedenlerle çalışmamızda karşılaştırmalı grupta kalsiyum silikat esaslı bir kanal patı olarak Bio-C Sealer tercih edilmiş hem biyolojik hem de mekanik avantajları nedeniyle dentinle daha etkili bir bağlanma sağlayarak kırılma direncine katkısı olabileceği düşünülmüştür.

Bio-C Sealer, sertleşme reaksiyonunu başlatmak için çevresel nemden, özellikle dentin tübüllerinden sağlanan nemden faydalanmaktadır (31). Bu nedenle Bio-C Sealer ile doldurduğumuz kanalları yalnızca tek bir paper point ile kurulamayı tercih ettik. Öte yandan, hidrofobik özellikte olan AH Plus'ın dentin yüzeyine etkili şekilde bağlanabilmesi için kanallar paper pointlerle tamamen kurutuldu (147).

Kırılma direnci testinde kanal ağızlarına tam girecek ve duvarlara temas edecek şekilde tasarlanmış, ucu yarı küresel ve 1 mm çapında, özel üretim soğuk iç takım çeliğinden yapılmış bir kırıcı uç kullanıldı. Test öncesi örneklerin akrilik rezinlere gömülebilmesi için 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde paslanmaz çelik metal kalıplar hazırlandı. Akrilik rezin blokların boyutları belirlenirken benzer çalışmalar ve örneklerin boyutları göz önüne alındı (211–213).

Kırılma direncini değerlendiren *in vitro* çalışmaların klinik koşulları doğru şekilde yansıtabilmesi için PDL ve alveolar kemik dokusunun simülasyonu gerekmektedir. PDL, gelen kuvvetleri emip dağıtarak dentin üzerindeki stresi azaltır ve dişin kırılma direncini artırır (214). Ancak bu yapı sınırlı elastikiyete sahiptir; örneğin çiğneme sırasında 70 N kuvvette PDL yaklaşık 0.03-0.15 mm sıkışabilir. Kuvvet arttığında ise periodontal lifler maksimum gerilim kapasitesine ulaşarak stresi çevre kemiğe iletir ve yük kök yüzeyine yayılır (215, 216). Alveolar kemiğin simülasyonunda genellikle akrilik rezin kullanılır (217, 218). PDL simülasyonu ise, bazı çalışmalarda hiç uygulanmazken (219), diğerlerinde polieter esaslı ölçü maddeleri (220), silikon kauçuk (221) veya poliüretan elastomerler (222) tercih edilmiştir. Çoğu yöntemde, PDL boşluğu oluşturmak için mum ya da alüminyum folyo kullanılır; bu da dişin önce akrilik rezine yerleştirilip sonra tekrar çıkarılmasını gerektirmektedir (212, 213). Bu çalışmada, Bayraktar Yerlikaya ve ark.'nın yöntemine benzer şekilde kök yüzeyleri 0.2–0.3 mm kalınlığında sıvı likit lateks ile kaplanarak PDL simülasyonu yapılmıştır. Akabinde örnekler 20 mm çapında silindirik kalıplara koronal kısımları zemine paralel olacak şekilde yerleştirilip akrilik rezin ile

sabitlenmiştir. Böylece hem dişin çevresinde daha ince ve düzenli bir boşluk oluşturulmuş hem de örneklerin akrilik içinde stabilitesi artırılmıştır. Ayrıca, elastomerik materyallerde görülen düzensiz kalınlık sorunlarının da bu sayede önüne geçilmiştir (156).

Kırılma direnci testlerinin doğru şekilde uygulanabilmesi için, örneklerin universal test cihazına yerleştirilmeye uygun sert bir kalıp içine sabitlenmesi gerekmektedir. Ayrıca kırık hattının net olarak gözlemlenebilmesi ve bu hattın kök yüzeyine ulaşp ulaşmadığının anlaşılabilmesi için mine-sement birleşim bölgesinin serbest kalması önemlidir. Bu çalışmada da Apicella ve ark. (18) ile Karapınar Kazandağ ve ark. (158)'nın yöntemine benzer şekilde, örnekler koronal kısmın 9 mm'lik bölümü dışarıda kalacak şekilde otopolimerizan soğuk akrilik içerisine yerleştirilmiştir.

Kırılma direncini değerlendiren birçok çalışmada, klinik koşulları daha iyi yansıtabilmek için farklı yönlerden kuvvet uygulanan döngüsel yükleme yöntemleri tercih edilmiştir (223, 224). Ancak, literatürde, kuvvetin dişin uzun aksına vertikal olarak uygulanmasının yükün kök yüzeyine daha homojen dağıldığını gösteren bulgular da mevcuttur (222, 225). Bu nedenle, mevcut çalışmada, kök kanal patlarının kırılma direnci üzerindeki etkisini inceleyen önceki çalışmalarla paralel olarak, örneklerle vertikal yönde kuvvet uygulanmıştır (17–19).

Kuvvetin iletim hızı, statik yükleme testlerinde kırılma direncini etkileyen önemli bir değişkendir. Literatüre göre düşük hızda uygulanan yükler materyalin kırılma direncini artırırken, yüksek hızlar (özellikle 150 mm/dk ve üzeri) travmatik etki yaratabilir ve bu durum, *in vitro* kırılma direnci testlerinin geçerliliğini sınırlandırabilir (226). Ayrıca, yüksek hızda yapılan testlerde çatlakların daha hızlı ilerlediği ve başlangıçta oluşan küçük çatlaklara ait düşük kırılma yüklerinin tespit edilemeyerek sonuçların yanıltıcı olabileceği belirtilmektedir (227). Bu çalışmada, hem klinik koşullara daha yakın bir ortam sağlamak hem de literatürde önerilen standartlara uymak amacıyla kuvvet iletimi 1 mm/dk hızla uygulanmıştır (211, 226, 228, 229).

Bu çalışmada, medikament uygulanmaksızın yalnızca tek seansta doldurulan gruplar (AH Plus ve Bio-C Sealer) arasında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her iki kanal patı grubunda kırılma direnci ortalamaları sırasıyla 265.59 ± 88.54 N ve 254.51 ± 52.22 N olarak bulunmuştur. Dolayısıyla, “farklı tipteki kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) kök dentini kırılma direnci üzerinde

istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur” şeklindeki ilk sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

Kalsiyum silikat esaslı kanal patlarının dentin yüzeyleriyle etkileşimi, uygulandıkları bölgede “mineral infiltrasyon zonu” oluşturarak gerçekleşir (230). Patın sertleşmesi sürecinde açığa çıkan alkali ürünler, dentin yapısındaki kollajeni etkileyerek gözenekli bir yapı meydana getirir (231). Bu yapı, Ca^{+2} , OH^- ve karbonat iyonlarının difüzyonunu kolaylaştırarak mineralizasyon sürecini destekler (231). Dolayısıyla, kalsiyum silikat esaslı kanal patlarının dentine hem kimyasal hem de mikromekanik (tag benzeri yapılar) yollarla bağlanması, adeziv güçlerinin temel mekanizmasını oluşturmaktadır (230, 232).

Yapılan birçok araştırma, epoksi rezin esaslı kanal patlarının kök kanal dentiniyle güçlü bir bağ kurabildiğini, mikroskopik yüzey düzensizliklerine nüfuz ederek dentin tübüllerini doldurduğunu ortaya koymuştur (233, 234). Bu özellikler, materyalin mekanik tutuculuğunu artırmakta ve özellikle makaslama kuvvetlerine karşı direncin artmasını sağlamaktadır (145). AH Plus’ın kökleri güçlendirici etkisinin, dentine yüksek adezyon kapasitesinin yanı sıra (235) creep özelliği ve uzun polimerizasyon süresi sayesinde uzun süre akışkan halde kalarak mekanik kilitlenmeye olanak tanımasından kaynaklandığı belirtilmektedir (236). Bununla birlikte, epoksi rezin esaslı yapısının dentin kollajenindeki amino gruplarıyla kovalent bağ oluşturma yeteneği, AH Plus’ın dentinle daha güçlü bir bağ kurmasına ve böylece mekanik stabiliteyi artırmasına katkıda bulunabilir (235, 237). Mevcut çalışmamızda AH Plus ve kalsiyum silikat esaslı Bio-C Sealer arasında kök dentini kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Bu bulgu, kök kanallarında kullanılan sınırlı pat miktarı nedeniyle kanal patlarının kökleri güçlendirme etkisinin çalışmamızda minimal olmasına bağlanabilir (172) ve bu durum, iki materyal arasında anlamlı bir farkın oluşmamasına yol açmış olabilir.

Gadekar ve ark. epoksi rezin esaslı AH Plus ile kalsiyum silikat esaslı Bio-C Sealer’ı karşılaştırmış ve Bio-C Sealer’ın AH Plus’a göre daha yüksek kırılma direnci sağladığını bildirmiştir. Bu bulgu, kalsiyum silikat esaslı patların hidrofilik özellikleri ve dentinle hidroksiapatit oluşumu sonucu gelişen kimyasal bağ sayesinde Bio-C Sealer’ın dentin tübül duvarıyla AH Plus’a göre daha fazla temas kurabilmesiyle ilişkilendirilmiştir (36). Her ne kadar çalışmaları bizim çalışmamızla metodolojik olarak benzerlik gösterse de kök kanal dolumu lateral kondenzasyon yöntemiyle yapılmıştır. Bu durum, lateral

kondenzasyon tekniğinin, çalışmamızda kullanılan tek kon tekniğine göre kanal çevresinde Bio-C Sealer penetrasyonunu artırması (238) nedeniyle sonuçlarda farklılık yaratmış olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca, Lena ve ark., Bio-C Sealer ve AH Plus'ın kök dentininde benzer yorgunluk davranışı gösterdiğini bildirmiştir (154).

Literatürde, kalsiyum silikat esaslı kök kanal patlarının AH Plus'a göre daha yüksek (36, 239) veya daha düşük (160) kırılma direnci gösterdiğini bildiren çalışmaların yanı sıra, benzer sonuçlar elde edildiğini rapor eden araştırmalar da mevcuttur (146, 240, 241). Bu farklılıkların; kullanılan ürünlerin marka çeşitliliğinden, uygulanan dolum tekniklerinden ve dolum sırasında biyoseramik kaplı gütaperkaların tercih edilip edilmemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (241, 242). Ayrıca, söz konusu çalışmalarda kullanılan kalsiyum silikat esaslı kanal patlarının içeriksel farklılıkları da doğrudan bir karşılaştırma yapılmasını güçleştirmektedir.

Medikament uygulanan gruplar kendi aralarında karşılaştırıldığında, Ultracal XS ve Bio-C Temp kullanımı arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu durum, medikament tipinin birbirine göre kök dentini kırılma direncine belirgin bir etkisi olmadığını ortaya koymaktadır. Dolayısıyla, çalışmada öne sürülen “farklı tipteki kanal içi medikamentlerin kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi yoktur” şeklindeki ikinci sıfır hipotez desteklenmiştir. Bununla birlikte, her iki medikament grubu da medikamentsiz tek seans uygulamalara göre daha düşük kırılma direnci sergilemiştir ($p<0.001$).

Kök kanal sisteminden uzaklaştırılamayan kanal içi medikamentler, kanal dolumu sonrasında sızdırmazlığı olumsuz etkileyebilecek önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Literatürde medikament kalıntılarının kanal patı ile dentin duvarı arasında bağlanmayı engelleyebileceği bildirilmiştir (32, 243). Ayrıca dentin tübüllerinin tıkanması, patın tübüllere penetrasyonunu sınırlandırarak adezyonu zayıflatabilmektedir. Lambrianidis ve ark., mevcut temizleme yöntemlerinin medikament kalıntılarının tamamen temizlenmesinde yetersiz kaldığını bildirmiş (244), Sokhi ve ark. da Ca(OH)_2 'in apikal sızdırmazlığı bozabileceğini göstermiştir (245). Ayrıca Ca(OH)_2 'in dentin kollajen yapısında belirgin bozulmalara yol açtığı bildirilmiş (246), sert doku dayanıklılığında kollajenin temel rol oynadığı vurgulanmıştır (247, 248). Çalışmamızla uyumlu olarak Özbek ve ark. da, Ca(OH)_2 uygulamasının, medikament uygulanmayan tek seans dolumlara göre kırılma direncini anlamlı şekilde azalttığını bildirmişlerdir (249). Sonuç

olarak medikament uygulama sonrası yapılan dolumlar kanal içi medikamentlerin kök kanal sisteminden tamamen uzaklaştırılamaması ve kanal patının tübüllere penetrasyonunu olumsuz etkilemesi nedeniyle (32), tek seans dolumlara göre daha düşük kırılma direnci ile sonuçlanmış olabilir.

Çalışmamızda Bio-C Temp ve Ultracal XS grupları arasında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu bulgu, her iki medikamentin de üretici firmaların beyanına göre (34, 250) benzer pH değerlerine (Bio-C Temp: 12 ± 1 , Ultracal XS: 12.0-12.5) sahip olması nedeniyle dentin yapısında benzer biyokimyasal etkileşimler oluşturmaya bağlanabilir (10, 247). Çeşitli protokoller ve teknikler önerilmiş olmasına rağmen (186, 251), mevcut çalışmalar kullanılan enstrümantasyon ve irrigasyon yöntemlerinin $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'yi kök kanal sisteminden bütünüyle elimine etmede yetersiz kaldığını göstermektedir (187, 252). Benzer şekilde Bio-C Temp kalıntılarının da tamamen temizlenmesi mümkün değildir (193). Nitekim, Bio-C Temp'in kanal duvarından tamamen uzaklaştırılamadığı ve ileri temizleme yöntemleri (XPF, PUI) kullanılsa bile yalnızca kısmi temizlik sağlanabildiği rapor edilmiştir (153).

Literatürde kalsiyum silikat esaslı ilk medikament Bio-C Temp'in kırılma direnci üzerine herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte, internal rezorpsiyon kavitelerinden PUI yöntemi ile Bio-C Temp ve Ultracal XS'in uzaklaştırılmasının benzer düzeyde olduğu bildirilmiştir (253). Çalışmamızda medikament uzaklaştırma doğrudan değerlendirilmemiş olmasına rağmen, TEM görüntülerinde iki medikament grubunda da benzer düzeyde kalıntılar gözlenmiştir (Resim 28-33). Dolayısıyla, her iki medikamentin kök kanalında benzer düzeyde kalıntı bırakması, kanal patı ile dentin arasındaki bağlanmayı olumsuz etkileyerek kırılma direncinde benzer sonuçlara yol açmış olabilir.

Çalışmamızda, Bio-C Temp ve Ultracal XS medikamentlerinin iki farklı zaman aralığındaki (1 hafta ve 1 ay) kanal içi uygulamalarının kök dentini kırılma direnci üzerindeki etkileri değerlendirildi ve medikament uygulama süreleri arasında anlamlı bir fark gözlenmedi. Dolayısıyla üçüncü sıfır hipotez olan "iki farklı zaman aralığında (1 hafta, 1 ay) uygulanan kanal içi medikamentlerin kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur" kabul edilmiştir.

Bazı retrospektif klinik çalışmalar, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ kullanımının dişlerde kök kırığı insidansını artırabileceğini bildirmiştir (137). Bu bulgular, uzun süreli $\text{Ca}(\text{OH})_2$ uygulamasının kök dentin yapısında zayıflamaya neden olabileceği yönünde bir varsayım

ortaya çıkarmıştır. Bu hipotezi değerlendirmek amacıyla farklı deneysel yaklaşımlar içeren çok sayıda laboratuvar temelli araştırma yapılmış, ancak elde edilen sonuçlar literatürde önemli tartışmalara yol açmıştır. Sığır dişleri üzerinde gerçekleştirilen bir çalışmada, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in 2, 3 ve 6 ay ile 1 yıl süreyle uygulanmasının ardından dentin kırılma direncinde anlamlı bir azalma gözlenmiştir (254). Öte yandan, Doyon ve ark.'nın insan dişlerini içeren çalışmasında (255), 1 aylık uygulama süresince kırılma direncinde belirgin bir düşüş saptanmamış, söz konusu etkinin yalnızca 6 aylık uzun süreli maruziyetin ardından ortaya çıktığı bildirilmiştir. Bu bulgular uygulama süresinin kırılma direnci üzerindeki etkileri açısından belirleyici faktörler olabileceğini göstermektedir.

Bununla birlikte, matür dişlerde kısa süreli $\text{Ca}(\text{OH})_2$ uygulamaları (örneğin 2 hafta) dentin kırılma direncini önemli ölçüde etkilemezken, uygulama süresi 4 haftaya uzatıldığında dentin yapısında zayıflama gözlenmiş ve bu bulgular sistematik derlemelerle de uyumlu bulunmuştur (256, 257). Bu durum, yaklaşık 1 ay'ı aşan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ maruziyetinin diş yapısını etkilemeye başlayabileceğini göstermektedir. $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in yüksek alkali pH'sının, dentin yapısında bulunan asidik proteinleri ve proteoglikanları bozarak yapısal bütünlüğü zayıflatabileceği öne sürülmektedir. Bu mekanizma, dentin kırılma direncindeki artışın biyokimyasal temelini açıklayabilir (258). Öte yandan, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile ilgili çalışmalarda dentinin mekanik özellikleri üzerindeki etkileri açısından çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Zarei ve ark. (259) $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in 1, 3, 6 aylık uygulaması sonucu kırılma direncini anlamlı derecede azalttığını rapor ederken, Kahler ve ark. (260) ile Hawkins ve ark. (261) bu etkiyi desteklememiştir. Bu durum, kanal içi medikamentlerin dentin yapısına olası olumsuz etkilerinin henüz net olarak belirlenemediğini göstermektedir.

Al-Hiyasat ve ark.'ın yaptıkları çalışmada, Ultracal XS ile yapılan medikament uygulamasının köklerin kırılma direncini zamanla (7, 14, 30 ve 90 gün) azalttığı bildirilmiştir (12). Çalışmamızla uyumlu olarak 1 hafta ve 1 aylık uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamış olsa da bu grupların tamamında kontrol grubuna kıyasla kırılma direncinde belirgin bir düşüş gözlenmiştir. Ancak bu çalışmada en düşük kırılma direnci 3 aylık uygulama sonrasında elde edilmiş ve bu grup diğer tüm deney gruplarına göre anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur (12).

Literatürde, Bio-C Temp'in kök dentin kırılma direnci üzerindeki etkilerini ve bu etkinin uygulama süresine bağlı değişimini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Fakat, Bio-C Temp'in de yüksek alkali pH'a sahip olması (12 ± 1) ve

uygulama zamanına bağılı olarak dentinle benzer etkileşimler göstermesi, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile benzer sonuçların elde edilmesini tutarlı kılmaktadır (10, 247).

Tüm deney grupları ile karşılaştırıldığında negatif kontrol grubunda (kanal hazırlığı veya medikament uygulaması yapılmayan) en yüksek, pozitif kontrol grubunda (kanal şekillendirmesi yapıp kanal içi medikament uygulaması veya kök kanal dolumu yapılmayan) en düşük kırılma direnci değerleri elde edilmiştir. Pozitif kontrol grubunda kırılma dayanımı ortalaması 131.55 ± 32.81 N olarak ölçülürken, negatif kontrol grubunda bu değer 416.65 ± 109.77 N olarak bulunmuştur. Elde edilen bu sonuçlar, kanal şekillendirmenin dentin yapısını zayıflatarak kırılma direncini azalttığını ve bu nedenle pozitif kontrol grubunda en düşük kırılma dayanımının ortaya çıktığını göstermektedir. Ayrıca, kanal tedavisi uygulanmamış dişlerde doğal yapının korunmuş olması, negatif kontrol grubunda kırılma direncinin yüksek olmasını açıklayabilir. Bu bulgular, Al-Hiyasat ve ark., Topçuoğlu ve ark. ile Amalmohamed tarafından gerçekleştirilen çalışmalarla da paralellik göstermektedir (12, 161, 239). Ayrıca medikament uygulansın ya da uygulanmasın kök kanal tedavisi tamamlanmış tüm dişler kök kanal dolgu materyallerinin güçlendirici etkisiyle (240) pozitif kontrol grubuna göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir.

Bu çalışmada, farklı kanal içi medikamentlerin (Ultracal XS ve Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus ve Bio-C Sealer) birlikte kullanımının kök dentini kırılma direnci üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Elde edilen verilere göre, hem 1 hafta hem de 1 ay zaman dilimli gruplarda, aynı uygulama süresi içindeki farklı medikament-pat kombinasyonları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Sonuç olarak, “farklı kanal içi medikament ve kök kanal patı etkileşiminin kök dentini kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur” şeklindeki dördüncü hipotez elde edilen bulgular doğrultusunda kabul edilmiştir.

Kök kanal sisteminde kalan medikament kalıntıları, zamanla Ca^{+2} ve OH^- iyonlarına ayrışarak kanal dolgu materyalinin dentine adezyonunu zayıflatabilir, bazı kanal patlarının sertleşme mekanizmalarını olumsuz etkileyerek kanal patının dentin tübüllerine penetrasyon derinliğini sınırlayıp tedavi başarısını riske atabilir (32, 189, 262). Bu durum, güta-perka, kanal patı ve dentin arasında boşluk oluşma olasılığını artırarak dolgunun kanal duvarlarına adaptasyonunu olumsuz yönde etkileyebilir. Nitekim Lertchirakarn ve ark. (17), kanal patının dentin tübüllerine daha fazla penetrasyon göstermesinin kırılma direnci

ile doğru orantılı olduğunu vurgulamışlardır. Bu nedenle, kök kanal dolumu öncesinde $\text{Ca}(\text{OH})_2$ kalıntılarının tamamen uzaklaştırılması büyük önem taşımaktadır (263).

Bio-C Temp'in ise üretici firma açıklamalarına göre formülasyonundaki polimerik zincirler, hidrasyon sürecinde kalsiyum silikat partiküllerin birbirine bağlanmasını engelleyerek materyalin sertleşmesini önler. Kanal içerisinde kalabilecek bu kalıntılar, kalsiyum silikat esaslı dolgu materyallerinin sertleşme mekanizmasını ve dentinle kimyasal bağ oluşumunu olumsuz etkileyerek dentine adaptasyonu ve bağlanma dayanımını azaltabilir (13).

Eltobgy ve ark.'nın çalışmasında, bağlanma dayanımı ve kırılma direncine ilişkin bulguların birbirleriyle uyumlu olduğu ve benzer eğilimler gösterdiği rapor edilmiştir (264). Benzer şekilde, Alshetiwi ve ark. da her iki parametreden elde edilen sonuçların tutarlı olduğunu ve birbirini destekler nitelikte olduğunu ortaya koymuştur (265). Bu bağlamda, benzer parametreler kullanılarak literatürde farklı kanal patları üzerinde yapılmış bağlanma dayanımı çalışmalarının bulguları ile kırılma direnci verileri arasında da paralel bir ilişki kurulabileceği söylenebilir.

Literatürde $\text{Ca}(\text{OH})_2$ uygulamasının farklı kanal patlarıyla etkileşiminde bağlanma dayanımı ve kırılma direncini olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir. Birçok çalışmada, kök kanalında kalan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ kalıntılarının özellikle epoksi rezin (AH Plus, AH 26) ve kalsiyum silikat esaslı patların (Endosequence BC Sealer, Bio-C Sealer) dentine adezyonunu zayıflattığı ve bunun da mekanik dayanıklılık üzerinde olumsuz sonuçlara yol açtığı vurgulanmıştır (249, 266–269). Bio-C Temp'in kanal patlarıyla etkileşimine ilişkin olarak ise farklı sonuçlar bulunmaktadır. Bazı çalışmalar Bio-C Temp'in AH Plus (270) ve Bio-C Sealer (33) gibi patların bağlanma dayanımını artırabileceğini belirtirken, bir araştırma hem AH Plus hem de Bio-C Sealer'ın bağlanma dayanımı üzerinde olumsuz etkiler göstermiştir (271). Mevcut bulgular, kanal içi medikamentlerin oluşturduğu pH değişimleri ve dentin yüzeyinde kalan kalıntıların, pat ile dentin arasında fiziksel bir bariyer oluşturarak adezyonu ve dolayısıyla kök dentininin mekanik dayanıklılığını olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, literatürde farklı sonuçlar rapor edildiğinden, konunun netleştirilmesi için ileri kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada en sık karşılaşılan kırık tipi, bukkolingual yönde ilerleyen vertikal kırıklar olmuştur (272). Literatürde, uygulanan kuvvet yönünün kırık yönelimini etkileyebileceği, özellikle vertikal yüklemelerin bu tip kırıklara yol açtığı belirtilmektedir

(17, 273). Bizim bulgularımızla uyumlu olarak literatürde, kırık yöneliminin çoğunlukla bukkolingual yönde vertikal ekseninde meydana geldiği; bunun dentin kalınlığı dağılımı ve gerilme birikimiyle ilişkili olduğu rapor edilmiştir (274).

Çalışmamızda kullanılan farklı kanal içi medikamentlerin (Ultracal XS ve Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus ve Bio-C Sealer) kırık tipi üzerinde belirgin bir etkisi gözlenmemiştir. Kırılma direncinin istatistiksel olarak farklı olduğu gruplarda da yüksek oranda benzer kırık tipi görülmesi, kırık tipi ile kırılma direnci arasında bir bağlantı olmadığını gösterebilir. Benzer şekilde, farklı kanal dolgu materyalleri ve tekniklerinin kırık tipini anlamlı olarak değiştirmede; buna karşılık, kırılma direncinde sadece sınırlı düzeyde farklılıklara yol açabildiğini bildiren çalışma da mevcuttur (30).

Çalışmamızda kök dentinine uygulanan kanal dolgu materyalinin uyumunu değerlendirmek amacıyla, farklı büyütmelerde yüksek çözünürlüklü görüntüler sunan TEM kullanılmıştır (275–277). Bu yöntemle elde edilen veriler, dentin ile kanal dolgu materyali arasındaki ara yüzeyin yapısal bütünlüğü ve homojenliğinin daha iyi anlaşılmasına katkı sağlamaktadır (278, 279). Adezyon yüzeyinin yapısı ve olası boşlukların varlığıyla birlikte, kanal içi medikament kalıntılarının özellikle oval şekilli kök kanallarında bağlanma dayanımı ve kırılma direncini etkileyebileceği dikkate alınmalıdır (33).

Kırılma direnci testlerinde, hem 1 hafta hem de 1 ay boyunca medikament uygulanan gruplarda, tek seans kanal dolumu yapılan gruplara göre anlamlı derecede daha düşük kırılma direnci elde edilmiştir. TEM analizleri, medikament uygulanan tüm gruplarda kanal patı ile dentin ara yüzeyinde kalıntıların varlığını göstermiştir. Bu bulgular, literatürde medikament kalıntılarının kanal dolgu materyalinin dentine adezyonunu olumsuz etkilediği (262) yönündeki verilerle birlikte değerlendirildiğinde, bu kalıntıların kırılma direncini de azaltabileceğini düşündürmektedir.

Literatürde, PUI yönteminin özellikle kök kanal sisteminin apikal üçlüsünde Bio-C Temp ve Ca(OH)_2 içerikli bir medikamentin uzaklaştırılmasında CMI'ye kıyasla daha etkili olduğu, ancak her iki yöntemin de bu materyallerin dentin yüzeyindeki kalıntılarını tamamen uzaklaştıramadığı belirtilmiştir (280). TEM-EDX analizlerinde Bio-C Temp ve Ultracal XS'e ait çeşitli kimyasal elementlerin dentin yüzeyinde bulunduğu (280) ve bu kalıntıların dolgu materyalinin adezyonunu olumsuz etkileyerek sızdırmazlığı artırabileceği ifade edilmiştir (262). Çalışmamızda elde edilen bulgular, medikament

kalıntılarının irrigasyon yöntemleriyle tam olarak uzaklaştırılamadığına dair literatür verileriyle uyumludur (262, 281).

Çalışmamızda elde edilen EDX bulgularında, medikamentsiz tek seans Bio-C Sealer'ın, medikamentsiz tek seans AH Plus'a göre görece daha yüksek Ca yüzdesi ve Ca/P oranı sergilediği görülmüştür. Kanal duvarı ile dentin arayüzünde hidroksiapatit tabakanın oluşumu, kalsiyum silikat esaslı kanal patlarından salınan Ca iyonlarının dentinden P'u bağlamasıyla ilişkilendirilebilir. Bu süreç P'un serbest radikal formunu azaltırken, Ca/P oranında artışa yol açar (30). Söz konusu artış aynı zamanda kalsiyum silikat esaslı patların yoğun Ca salınımı ile de açıklanabilir.

Tek seans medikamentsiz gruplarda ağırlıkça Ca yüzdeleri ve Ca/P oranlarının, medikament uygulanan gruplara kıyasla görece daha düşük seyredebildiği gözlemlendi. Capitanio ve ark.'nın çalışmasında, TEM/EDX analizinde hem Ultracal XS hem de Bio-C Temp'e ait kalıntılar tespit edilmiş ve Ca/P oranı, kontrol grubuna kıyasla her iki uygulama grubunda da hafif bir artış göstermiştir (280). Bu farklılık, söz konusu medikamentlerin içerdiği Ca bileşenlerinden kaynaklanıyor olabilir. Dolayısıyla, medikamentsiz gruplar ile medikament uygulanmış gruplar arasındaki Ca ve Ca/P değerlerindeki farklılığın, çalışmamızda TEM görüntülerinde de işaret edilen medikament kalıntılarıyla ve pat-medikament kalıntısı etkileşimiyle ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Bir hafta ve bir ay süreyle medikament uygulanan gruplarda süre fark etmeksizin, özellikle apikal kesitlerde Ca/P oranları ile ağırlıkça Ca yüzdesinde artış eğilimi izlenmektedir. Buna karşın, koronal ve orta kesitlerde bu değerlerin birbirine daha yakın ve apikal kesitlere kıyasla daha düşük olabileceği gözlemlenmiştir. Çalışmamızda elde edilen bulgular, literatür verileriyle uyumludur. Özellikle medikament uygulanan gruplarda Ca/P oranı ve ağırlıkça Ca yüzdesi daha yüksek bulunmuş, bu durum apikal üçlülerden alınan örneklerde daha belirgin şekilde gözlemlenmiştir. Bu sonuç, medikament kalıntılarının dentin yüzeyine tutunarak, irrigasyon yöntemleriyle tam olarak uzaklaştırılamadığı ve apikal bölgede daha yoğun kaldığı görüşünü destekler niteliktedir (262, 281). Ayrıca, Capitanio ve ark.'nın (280) ve Villa ve ark.'nın (13) çalışmalarında deneysel zaman aralığı dikkate alındığında 72 ve 168 saatlik takiplerde Ultracal XS ve Bio-C Temp arasında Ca iyon salınımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Medikament uygulanan deney grupları arasında ağırlıkça Ca yüzdesi ve Ca/P oranları açısından genel olarak benzer değerler görünmektedir. Ancak 1 hafta Bio-C Temp

+ Bio-C Sealer grubunda, tüm kesitlerde ağırlıkça Ca yüzdesi ve Ca/P oranlarının görece daha düşük seyredildiği gözlenmiştir. Bu farklılık, kalsiyum silikat esaslı medikament ile kalsiyum silikat esaslı pat arasındaki erken dönem etkileşimlerin yüzey mineralizasyon sürecini geciktirebileceği şeklinde yorumlanabilir. Nitekim Escobar ve ark.'nın çalışmasında Bio-C Temp (14 gün) ile Bio-C Sealer'ın birlikte uygulandığı örneklerde konfokal lazer taramalı mikroskop (CLSM) görüntülerinde dentin yüzeyinde kalın ve homojen bir biyomineralizasyon tabakası olduğu bildirilmiştir (33). Bizim çalışmamızda ise 1 haftalık Bio-C Temp ve Bio-C Sealer uygulamasında daha düşük, 1 aylık uygulamasında ise daha yüksek Ca/P oranı ve ağırlıkça Ca yüzdesi gözlenmiş olması, bu tabakanın erken dönemde henüz tam gelişmemiş olabileceğini düşündürmektedir (31).

Bu çalışmanın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, araştırma *in vitro* koşullar altında gerçekleştirilmiştir. Bu durum, klinik ortamda dişlerin maruz kaldığı biyolojik, kimyasal ve mekanik değişkenlerin tam olarak yansıtamaması anlamına gelmektedir. Ağız içi ortamda mevcut olan tükürük, sıcaklık değişimleri, çiğneme kuvvetlerinin yön ve şiddetindeki farklılıklar ile parafonksiyonel alışkanlıkların etkisi bu çalışmada göz önüne alınmamıştır. Bu nedenle sonuçların klinik koşullara doğrudan genellenmesi sınırlıdır (17, 258). Ek olarak, standardizasyon amacıyla örneklerin kron kısımları uzaklaştırılmıştır. Ancak bu yaklaşım, dişin koronal yapısının, restoratif materyallerin ve oklüzal/parafonksiyonel kuvvetlerin kök kırılma direncine olan etkilerinin dışarıda bırakılmasına yol açmıştır (226). Ayrıca yalnızca tek köklü, belirli morfolojiye sahip dişlerin kullanılması, elde edilen sonuçların farklı diş gruplarına genellenebilirliğini sınırlamaktadır.

Son olarak, örnek sayısı istatistiksel analiz için yeterli olsa da daha geniş örneklem gruplarıyla yapılacak çalışmalar sonuçların genellenebilirliğini artıracaktır. İleride yapılacak çalışmalarda; daha büyük örneklem grupları, farklı diş tipleri, farklı tip medikamentler ve daha uzun ya da kısa uygulama süreleri ile değerlendirmelerin yapılması; ayrıca dinamik termal yükleme testleri ve mikro-CT gibi ileri görüntüleme yöntemlerinin kullanılması önerilmektedir. Bu tür yaklaşımlar, farklı kanal içi medikament ve kanal patlarının kök kırılma direnci üzerindeki etkilerini daha kapsamlı ve klinik açıdan daha geçerli sonuçlarla ortaya koyacaktır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu *in vitro* çalışmada, farklı tipteki kanal içi medikamentlerin (Ultracal XS, Bio-C Temp) ve kök kanal patlarının (AH Plus, Bio-C Sealer) farklı zaman aralıklarında (1 hafta ve 1 ay) kök dentin kırılma direnci üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- En yüksek kırılma direnci, negatif kontrol grubunda (hazırlanmamış ve doldurulmamış kök kanalları) gözlenmiştir. Bu durum, kanal preparasyonu yapılmadığı için dentin dokusunda herhangi bir yapısal kayıp oluşmaması ve kökün doğal dayanıklılığının korunmasının bir göstergesidir.
- En düşük kırılma direnci pozitif kontrol grubunda (kanal preparasyonu yapılmış ancak doldurulmamış) kaydedilmiştir. Bu durum kanalın doldurulmaması nedeniyle dentin duvarları arasında herhangi bir iç destek oluşmamasına ve dolayısıyla vertikal kuvvetler altında kırılmaya daha yatkın hale gelmesine atfedilebilir.
- AH Plus ve Bio-C Sealer grupları arasında kırılma direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu bulgu, farklı yapısal özelliklere sahip olmasına rağmen AH Plus ve Bio-C Sealer kök kanal patlarının minimal kullanımının kök dentin kırılma direncine eşdeğer katkılar sağladığını düşündürmektedir.
- Ultracal XS ve Bio-C Temp uygulanan gruplar arasında kırılma direnci bakımından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Özellikle yeni bir medikament olan kalsiyum silikat esaslı Bio-C Temp'in sonuçları, kök dentin kırılma direnci üzerinde Ca(OH)_2 esaslı preparatlarla benzer düzeyde etkili olduğunu göstermektedir.
- Kanal içi medikament uygulaması yapılmayan, yalnızca tek seansta doldurulan gruplar (AH Plus ve Bio-C Sealer) 1 hafta ve 1 ay medikament uygulanan gruplara kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bu bulgu, kanal içi medikament uygulamasının dentin yapısını olumsuz yönde etkileyerek kırılma direncini azalttığını ve medikament uygulanmadan tek seansta yapılan kök kanal tedavilerinin dentin dayanıklılığını daha iyi koruduğunu göstermektedir.

- Medikament uygulama süreleri (1 hafta ve 1 ay) arasında kök dentin kırılma direnci açısından anlamlı fark bulunmamış olup, her iki süre de benzer etki göstermektedir. Dolayısıyla, medikamentin 1 haftalık veya 1 aylık uygulaması klinik olarak güvenle tercih edilebilir.
- Farklı kanal içi medikament ve kök kanal patı kombinasyonları, kök dentininin kırılma direnci üzerinde anlamlı bir etki göstermemiştir. Bu sonuçlar hem medikament hem de pat seçiminde klinik açıdan esneklik sağlanabileceğini ortaya koymaktadır.
- TEM-EDX analizleri, medikament uygulanmayan gruplarda dentin-kanal patı ara yüzeyinde boşluklar bulunsa da daha homojen bir dolum olduğunu göstermektedir. Buna karşın, medikament uygulanan gruplarda kanal patı-dentin ara yüzeyinde medikament kalıntıları ve boşluklar gözlenmektedir; bu durum, kırılma direncindeki azalmayı açıklayıcı niteliktedir.
- Bu sonuçlar, klinik uygulamalarda medikament kullanımının dentin kırılma direnci üzerindeki potansiyel olumsuz etkilerini dikkate almayı ve özellikle tek seansta yapılan kök kanal tedavilerinin bu açıdan avantajlı olabileceğini göstermektedir. Ayrıca, AH Plus ve Bio-C Sealer gibi farklı tipteki kök kanal patlarının benzer katkılar sağladığı ve medikament türü ile uygulama süresinin (1 hafta- 1 ay) kırılma direnci üzerinde sınırlı etkisi olduğu göz önüne alındığında hem medikament hem de kanal patı seçiminde klinik esneklik sağlanabileceği, medikament gerekliliğinin daha hassas ve vaka bazlı değerlendirilmesi gerektiği söylenebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Schroeder K, Walton R, Rivera E (2002). Straight line access and coronal flaring: effect on canal length. *Journal of Endodontics* 28: 474–476.
2. Patel S, Rhodes J (2007). A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *British Dental Journal* 203: 133–140.
3. Braly BV, Maxwell EH (1981). Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 45: 411–414.
4. Ellis SGS, McCord JF, Burke FJT (1999). Predisposing and contributing factors for complete and incomplete tooth fractures. *Dental Update* 26: 150–158.
5. Gher ME, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl L V. (1987). Clinical survey of fractured teeth. *The Journal of the American Dental Association* 114: 174–177.
6. Loewenstein WR, Rathkamp R (1955). A Study on the pressoreceptive sensibility of the tooth. *Journal of Dental Research* 34: 287–294.
7. Kışen A (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics* 13: 57–83.
8. Randow K, Glantz P-O (1986). On cantilever loading of vital and non-vital teeth An experimental clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica* 44: 271–277.
9. Tang G, Samaranayake L, Yip H (2004). Molecular evaluation of residual endodontic microorganisms after instrumentation, irrigation and medication with either calcium hydroxide or Septomixine. *Oral Diseases* 10: 389–397.
10. Duggal M, Tong HJ, Al-Ansary M, Twati W, Day PF, Nazzal H (2017). Interventions for the endodontic management of non-vital traumatised immature permanent anterior teeth in children and adolescents: A Systematic Review of the evidence and guidelines of the European Academy of Paediatric Dentistry. *European Archives of Paediatric Dentistry* 18: 139–151.
11. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC (2002). Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology* 18: 134–137.
12. Al-Hiyasat AS, El-Farraj HS, Alebrahim MA (2021). The effect of calcium hydroxide on dentine composition and root fracture resistance of human teeth: An in vitro study. *European Journal of Oral Sciences* 129.
13. Villa N, Santos VV Dos, Costa UM da, Mendes AT, Duarte PHM, Rosa RA da, Pereira JR, So MVR (2020). A New calcium silicate-based root canal dressing: physical and chemical properties, cytotoxicity and dentinal tubule penetration. *Brazilian Dental Journal* 31: 598–604.

14. Viana FLP, Sampieri MB da S, Viana PP, Cruz SML, Vivan RR, Duarte MAH, Zanin ICJ, Vasconcelos BC de (2021). Análise do pH e da atividade antimicrobiana de um novo medicamento intracanal biocerâmico Bio-C Temp. *Research, Society and Development* 10: e33310716550.
15. Lopes CS, Delfino MM, Tanomaru-Filho M, Sasso-Cerri E, Guerreiro-Tanomaru JM, Cerri PS (2022). Hepatic enzymes and immunoinflammatory response to Bio-C Temp bioceramic intracanal medication implanted into the subcutaneous tissue of rats. *Scientific Reports* 12: 2788.
16. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF (2000). Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 90: 360–364.
17. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer H (2002). Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics* 28: 217–219.
18. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA (1999). A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *International Endodontic Journal* 32: 376–380.
19. Cobankara F, Ungor M, Belli S (2002). The Effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *Journal of Endodontics* 28: 606–609.
20. Giacomino CM, Wealleans JA, Kuhn N, Diogenes A (2019). Comparative biocompatibility and osteogenic potential of two bioceramic sealers. *Journal of Endodontics* 45: 51–56.
21. Carneiro VF, Alcalde MP, do Vale MS, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC (2023). Effect of ultrasonic agitation on marginal adaptation, intratubular penetration and bonding strength of calcium-silicate-based endodontic sealers: A laboratory study. *Australian Endodontic Journal* 49: 690–699.
22. Arikatla S, Chalasani U, Mandava J, Yelisela R (2018). Interfacial adaptation and penetration depth of bioceramic endodontic sealers. *Journal of Conservative Dentistry* 21: 373.
23. Wang Y, Liu S, Dong Y (2018). In vitro study of dentinal tubule penetration and filling quality of bioceramic sealer. *PLoS One* 13: e0192248.
24. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut C V., Camilleri J (2015). In Situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *Journal of Endodontics* 41: 111–124.
25. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA (2016). Bioceramic-based root canal sealers: A Review. *International Journal of Biomaterials* 2016: 1–10.
26. Celikten B, Uzuntas CF, Orhan AI, Orhan K, Tufenkci P, Kursun S, Demiralp KÖ (2016). Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An In vitro Micro-CT study. *Scanning* 38: 133–140.

27. Kulkarni D, Bansal A, Mishra N, Chhabra S, Trivedi S, Kukreja N, Trivedi A, Gill P (2020). Evaluation of sealing ability of three root canal sealers: An in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 21: 291–295.
28. Antunovic M, Vukmanovic L, Budimir A, Kabil E, Anic I, Bago I (2021). Evaluation of sealing ability of four bioceramic root canal sealers and an epoxy resin-based sealer: An in vitro study. *Saudi Endodontic Journal* 11: 66.
29. Pawar S, Pujar M, Makandar S (2014). Evaluation of the apical sealing ability of bioceramic sealer, AH plus & epiphany: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 17: 579.
30. Al-Hiyasat AS, Sawallha AM, Taha NA (2023). The effect of sealer type and obturation technique on the fracture resistance of endodontically treated roots. *Clinical Oral Investigations* 27: 7359–7367.
31. Lopez-Garcia S, Pecci-Lloret MR, Guerrero-Girones J, Pecci-Lloret MP, Lozano A, Llena C, Rodriguez-Lozano FJ, Forner L (2019). Comparative Cytocompatibility and Mineralization Potential of Bio-C Sealer and TotalFill BC Sealer. *Materials* 12: 3087.
32. Kim SK, Kim YO (2002). Influence of calcium hydroxide intracanal medication on apical seal. *International Endodontic Journal* 35: 623–628.
33. Escobar PM, Silva-Sousa AC, Camargo RV De, Simões-Carvalho M, Silva-Sousa Yt, Mazzi-Chaves Jf, De-Deus G, Sousa-Neto Md (2023). Influence of bioceramic intracanal medication on the bond strength of bioceramic root canal sealer. *Brazilian Oral Research* 37.
34. Angelus Industria de Produtos Odontologicos S/A Bio-C Temp brochure. Angelus Industria de Produtos Odontologicos S/A. Available from: http://www.angelusdental.com/img/arquivos/2833_10502833_0111022019_bio_c_tem_p_bula_fechado_pdf (2021).
35. Kahler B, Swain M V. (2025). The calcium hydroxide controversy: does calcium hydroxide weaken teeth? *Dental Traumatology* 41: 53–63.
36. Gadekar AD, Jadhav A, Sharma A, Patil R, Shinde M, Ingale V (2023). Comparative evaluation of fracture resistance in endodontically treated teeth using epoxy resin-based sealer and bioceramic sealer: An in vitro study. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization* 15: 129–134.
37. Rekha R, Kavitha R, Venkitachalam R, Prabath SVP, Deepthy S, Krishnan V (2023). Comparison of the sealing ability of bioceramic sealer against epoxy resin based sealer: A systematic review & meta-analysis. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 13: 28–35.
38. Young G, Parashos P, Messer H (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal* 52 (1 Suppl): S52-S63.
39. Law A, Messer H (2004). An Evidence-based analysis of the antibacterial effectiveness of intracanal medicaments. *Journal of Endodontics* 30: 689–694.

40. Aw V (2016). Discuss the role of microorganisms in the aetiology and pathogenesis of periapical disease. *Australian Endodontic Journal* 42: 53–59.
41. Siqueirajr J, Guimaraespinto T, Rocas I (2007). Effects of chemomechanical preparation with 2.5% sodium hypochlorite and intracanal medication with calcium hydroxide on cultivable bacteria in infected root canals. *Journal of Endodontics* 33: 800–805.
42. Schilder H (1974). Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dental Clinics of North America* 18: 269–296.
43. Haapasalo M, Qian W, Portenier I, Waltimo T (2007). Effects of dentin on the antimicrobial properties of endodontic medicaments. *Journal of Endodontics* 33: 917–925.
44. Portenier I, Waltimo T, Orstavik D, Haapasalo M (2006). Killing of enterococcus faecalis by mtad and chlorhexidine digluconate with or without cetrimide in the presence or absence of dentine powder or bsa. *Journal of Endodontics* 32: 138–141.
45. Ordinola-Zapata R, Noblett WC, Perez-Ron A, Ye Z, Vera J (2022). Present status and future directions of intracanal medicaments. *International Endodontic Journal* 55: 613–636.
46. Abd Rahman FB (2020). Single visit versus multiple visit root canal. *Bioinformation* 16: 1100–1104.
47. Sathorn C, Parashos P, Messer HH (2005). Effectiveness of single- versus multiple-visit endodontic treatment of teeth with apical periodontitis: A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal* 38: 347–355.
48. Mohammadi Z, Farhad A, Tabrizizadeh M (2006). One-visit versus multiple-visit endodontic therapy - a review. *International Dental Journal* 56: 289–293.
49. Trope M, Bergenholtz G (2002). Microbiological basis for endodontic treatment: can a maximal outcome be achieved in one visit? *Endodontic Topics* 1: 40–53.
50. Morsani JM, Aminoshariae A, Han YW, Montagnese TA, Mickel A (2011). Genetic Predisposition to Persistent Apical Periodontitis. *Journal of Endodontics* 37: 455–459.
51. Barbosa-Ribeiro M, Arruda-Vasconcelos R, de-Jesus-Soares A, Zaia AA, Ferraz CCR, de Almeida JFA, Gomes BPFA (2019). Effectiveness of calcium hydroxide-based intracanal medication on infectious/inflammatory contents in teeth with post-treatment apical periodontitis. *Clinical Oral Investigations* 23: 2759–2766.
52. Chong BS, Ford TRP (1992). The role of intracanal medication in root canal treatment. *International Endodontic Journal* 25: 97–106.
53. Athanassiadis B, Abbott P, Walsh L (2007). The use of calcium hydroxide, antibiotics and biocides as antimicrobial medicaments in endodontics. *Australian Dental Journal* 52 (1 Suppl):S64-S82.

54. Pena-Bengoa F (2023). Effect of ultrasonic activation on dentinal tubule penetration of Bio-C Temp and Ultracal XS: A Comparative CLSM Assessment. *European Endodontic Journal* 8(4):268-273.
55. Safavi K, Nakayama T (2000). Influence of Mixing Vehicle on Dissociation of Calcium Hydroxide in Solution. *Journal of Endodontics* 26: 649–651.
56. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M (2012). Effectiveness of endodontic disinfecting solutions against young and old enterococcus faecalis biofilms in dentin canals. *Journal of Endodontics* 38: 1376–1379.
57. Momenijavid M, Salimizand H, Korani A, Dianat O, Nouri B, Ramazanzadeh R, Ahmadi A, Rostamipour J, Khosravi MR (2022). Effect of calcium hydroxide on morphology and physicochemical properties of *Enterococcus faecalis* biofilm. *Scientific Reports* 12: 7595.
58. Oliveira JCM de, Alves FRF, Uzeda M de, Roças IN, Siqueira Jr. JF (2010). Influence of serum and necrotic soft tissue on the antimicrobial effects of intracanal medicaments. *Brazilian Dental Journal* 21: 295–300.
59. Siqueirajr J, Rocas I, Lopes H, Magalhaes F, Deuzeda M (2003). Elimination of *Candida albicans* infection of the radicular dentin by intracanal medications. *Journal of Endodontics* 29: 501–504.
60. Spangberg LSW, Haapasalo M (2002). Rationale and efficacy of root canal medicaments and root filling materials with emphasis on treatment outcome. *Endodontic Topics* 2: 35–58.
61. Malu K, Khubchandani M (2022). Triple antibiotic paste: A suitable medicament for intracanal disinfection. *Cureus* 14: e29186.
62. Lee B-N, Moon J-W, Chang H-S, Hwang I-N, Oh W-M, Hwang Y-C (2015). A review of the regenerative endodontic treatment procedure. *Restorative Dentistry & Endodontics* 40: 179.
63. Nerness AZ, Ehrlich Y, Spolnik K, Platt JA, Yassen GH (2016). Effect of triple antibiotic paste with or without ethylenediaminetetraacetic acid on surface loss and surface roughness of radicular dentine. *Odontology* 104: 170–175.
64. Russell A (2003). Biocide use and antibiotic resistance: the relevance of laboratory findings to clinical and environmental situations. *The Lancet Infectious Diseases* 3: 794–803.
65. Fraise AP (2002). Susceptibility of antibiotic-resistant cocci to biocides. *Journal of Applied Microbiology* 92: 158S-162S.
66. Gomes BPFA, Souza SFC, Ferraz CCR, Teixeira FB, Zaia AA, Valdrighi L, Souza-Filho FJ (2003). Effectiveness of 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide against *Enterococcus faecalis* in bovine root dentine in vitro. *International Endodontic Journal* 36: 267–275.

67. Rosenthal S, Spangberg L, Safavi K (2004). Chlorhexidine substantivity in root canal dentin. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 98: 488–492.
68. Komorowski R, Grad H, Yuwu X, Friedman S (2000). Antimicrobial substantivity of chlorhexidine-treated bovine root dentin. *Journal of Endodontics* 26: 315–317.
69. Gatewood RS (2007). Endodontic Materials. *Dental Clinics of North America* 51: 695–712.
70. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics* 10: 77–102.
71. Safavi KE, Spanberg LSW, Langeland K (1990). Root canal dentinal tubule disinfection. *Journal of Endodontics* 16: 207–210.
72. Torabinejad M, Parirokh M, Dummer PMH (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: An updated overview – part II: other clinical applications and complications. *International Endodontic Journal* 51: 284–317.
73. Prati C, Gandolfi MG (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials* 31: 351–370.
74. Camilleri J (2011). Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dental Materials* 27: 836–844.
75. Camps J, Jeanneau C, El Ayachi I, Laurent P, About I (2015). Bioactivity of a Calcium Silicate-based Endodontic Cement (BioRoot RCS): Interactions with Human Periodontal Ligament Cells In Vitro. *Journal of Endodontics* 41: 1469–1473.
76. Guerreiro JCM, Ochoa-Rodriguez VM, Rodrigues EM, Chavez-Andrade GM, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Faria G (2021). Antibacterial activity, cytocompatibility and effect of Bio-C Temp bioceramic intracanal medicament on osteoblast biology. *International Endodontic Journal* 54: 1155–1165.
77. Li G, Niu L, Zhang W, Olsen M, De-Deus G, Eid AA, Chen J, Pashley DH, Tay FR (2014). Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system: A review. *Acta Biomaterialia* 10: 1050–1063.
78. Michaud RA, Burgess J, Barfield RD, Cakir D, McNeal SF, Eleazer PD (2008). Volumetric Expansion of Gutta-Percha in Contact with Eugenol. *Journal of Endodontics* 34: 1528–1532.
79. Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Bernardes RA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, de Moraes IG (2010). Influence of calcium hydroxide association on the physical properties of AH Plus. *Journal of Endodontics* 36: 1048–1051.
80. Hauman CHJ, Love RM (2003). Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review. Part 2. Root-canal-filling materials. *International Endodontic Journal* 36: 147–160.

81. Combe EC, Cohen BD, Cummings K (2001). Alpha- and beta-forms of gutta-percha in products for root canal filling. *International Endodontic Journal* 34: 447–451.
82. Lohbauer U, Gambarini G, Ebert J, Dasch W, Petschelt A (2005). Calcium release and pH-characteristics of calcium hydroxide plus points. *International Endodontic Journal* 38: 683–689.
83. Lui JN, Sae-Lim V, Song KP, Chen NN (2004). In vitro antimicrobial effect of chlorhexidine-impregnated gutta percha points on *Enterococcus faecalis*. *International Endodontic Journal* 37: 105–113.
84. Chogle S, Mickel AK, Huffaker SK, Neibaur B (2005). An In Vitro Assessment of Iodoform Gutta-Percha. *Journal of Endodontics* 31: 814–816.
85. Louis H. Berman KMH (2023). *Cohen's Pathways of the Pulp* .12th ed. Çeviri Editörü: Dr. Turgut Yağmur Yalçın & Doç. Dr. Ayça Yılmaz, Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Sti., Ankara, 313-320.
86. Arnaldo Castellucci (2023). *Endodonti*. 1th ed. Çeviri editörü: Prof. Dr.Özçelik Bahar Güneş Tıp Kitapevi Ltd. Sti., Ankara, 891.
87. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y (2020). Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dental Materials Journal* 39: 703–720.
88. Jardine AP, Rosa RA da, Santini MF, Wagner M, So MVR, Kuga MC, Pereira JR, Kopper PMP (2016). The effect of final irrigation on the penetrability of an epoxy resin-based sealer into dentinal tubules: a confocal microscopy study. *Clinical Oral Investigations* 20: 117–123.
89. Almeida JFA, Gomes BPFA, Ferraz CCR, Souza-Filho FJ, Zaia AA (2007). Filling of artificial lateral canals and microleakage and flow of five endodontic sealers. *International Endodontic Journal* 40: 692–699.
90. Louis H. Berman KMH (2023). *Cohen's Pathways of the Pulp* .12th ed. Çeviri Editörü: Dr. Turgut Yağmur Yalçın & Doç. Dr. Ayça Yılmaz, Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Sti., Ankara, 321.
91. Allan N, Walton R, Schaffer M (2001). Setting times for endodontic sealers under clinical usage and in vitro conditions. *Journal of Endodontics* 27: 421–423.
92. Lenherr P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krastl G (2012). Tooth discoloration induced by endodontic materials: A laboratory study. *International Endodontic Journal* 45: 942–949.
93. Cotton TP, Schindler WG, Schwartz SA, Watson WR, Hargreaves KM (2008). A Retrospective study comparing clinical outcomes after obturation with resilon/epiphany or gutta-percha/kerr sealer. *Journal of Endodontics* 34: 789–797.

94. De Deus GA, Gurgel-Filho ED, Maniglia-Ferreira C, Coulinho-Filho T (2004). The influence of filling technique on depth of tubule penetration by root canal sealer: A study using light microscopy and digital image processing. *Australian Endodontic Journal* 30: 23–28.
95. Mohammadi Z, Dummer PMH (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal* 44: 697–730.
96. Friedman S, Lost C, Zarrabian M, Trope M (1995). Evaluation of success and failure after endodontic therapy using a glass ionomer cement sealer. *Journal of Endodontics* 21: 384–390.
97. Timpawat S, Harnirattisai C, Senawongs P (2001). Adhesion of a glass-ionomer root canal sealer to the root canal wall. *Journal of Endodontics* 27: 168–171.
98. Cobankara F, Altinoz H, Erganis O, Kav K, Belli S (2004). In vitro antibacterial activities of root-canal sealers by using two different methods. *Journal of Endodontics* 30: 57–60.
99. Spangberg LSW, Barbosa S V., Lavigne GD (1993). AH26 releases formaldehyde. *Journal of Endodontics* 19: 596–598.
100. Tagger M, Tagger E, Tjan A, Bakland L (2002). Measurement of Adhesion of Endodontic Sealers to Dentin. *Journal of Endodontics* 28: 351–354.
101. Sousa-Neto MD, Passarinho-Neto JG, Carvalho-Junior JR, Cruz-Filho AM, Pecora JD, Saquy PC (2002). Evaluation of the effect of EDTA, EGTA and CDTA on dentin adhesiveness and microleakage with different root canal sealers. *Brazilian Dental Journal* 13: 123–128.
102. Carvalhojunior J, Corresobrinho L, Correr A, Sinhoretı M, Consani S, Sousaneto M (2007). Solubility and dimensional change after setting of root canal sealers: a proposal for smaller dimensions of test samples. *Journal of Endodontics* 33: 1110–1116.
103. Resende LM, Rached-Junior FJA, Versiani MA, Souza-Gabriel AE, Miranda CES, Silva-Sousa YTC, Sousa Neto MD (2009). A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. *International Endodontic Journal* 42: 785–793.
104. Orstavik D (2005). Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics* 12: 25–38.
105. Collado-Gonzalez M, Tomas-Catala CJ, Onate-Sanchez RE, Moraleda JM, Rodriguez-Lozano FJ (2017). Cytotoxicity of GuttaFlow Bioseal, GuttaFlow2, MTA Fillapex, and AH Plus on Human Periodontal Ligament Stem Cells. *Journal of Endodontics* 43: 816–822.
106. Mandal P, Zhao J, Sah SK, Huang Y, Liu J (2014). In Vitro Cytotoxicity of GuttaFlow 2 on Human Gingival Fibroblasts. *Journal of Endodontics* 40: 1156–1159.

107. Zielinski TM, Baumgartner JC, Marshall JG (2008). An Evaluation of GuttaFlow and Gutta-Percha in the Filling of lateral grooves and depressions. *Journal of Endodontics* 34: 295–298.
108. Bouillaguet S, Wataha JC, Tay FR, Brackett MG, Lockwood PE (2006). Initial in vitro biological response to contemporary endodontic sealers. *Journal of Endodontics* 32: 989–992.
109. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M (2013). Physical properties of 5 root canal sealers. *Journal of Endodontics* 39: 1281–1286.
110. Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri AR (2013). Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Australian Endodontic Journal* 39: 102–106.
111. Candeiro GT de M, Correia FC, Duarte MAH, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G (2012). Evaluation of Radiopacity, pH, Release of Calcium Ions, and Flow of a Bioceramic Root Canal Sealer. *Journal of Endodontics* 38: 842–845.
112. Zhou H, Du T, Shen Y, Wang Z, Zheng Y, Haapasalo M (2015). In Vitro Cytotoxicity of Calcium Silicate-containing Endodontic Sealers. *Journal of Endodontics* 41: 56–61.
113. da Fonseca TS, da Silva GF, Tanomaru-Filho M, Sasso-Cerri E, Guerreiro-Tanomaru JM, Cerri PS (2016). In vivo evaluation of the inflammatory response and IL-6 immunoexpression promoted by Biodentine and MTA Angelus. *International Endodontic Journal* 49: 145–153.
114. Silva GF, Guerreiro-Tanomaru JM, da Fonseca TS, Bernardi MIB, Sasso-Cerri E, Tanomaru-Filho M, Cerri PS (2017). Zirconium oxide and niobium oxide used as radiopacifiers in a calcium silicate-based material stimulate fibroblast proliferation and collagen formation. *International Endodontic Journal* 50 Suppl 2:e95-e108.
115. Zordan-Bronzel CL, Esteves Torres FF, Tanomaru-Filho M, Chavez-Andrade GM, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM (2019). Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. *Journal of Endodontics* 45: 1248–1252.
116. Lopez-Garcia S, Lozano A, Garcia-Bernal D, Forner L, Llena C, Guerrero-Girones J, Moraleta JM, Murcia L, Rodriguez-Lozano FJ (2019). Biological Effects of New Hydraulic Materials on Human Periodontal Ligament Stem Cells. *Journal of Clinical Medicine* 8: 1216.
117. Chen S-C, Chueh L-H, Hsiao CK, Wu H-P, Chiang C-P (2008). First Untoward Events and Reasons for Tooth Extraction after Nonsurgical Endodontic Treatment in Taiwan. *Journal of Endodontics* 34: 671–674.
118. Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R (2008). Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 106: e31–e35.

119. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH-M (2006). Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *Journal of Dental Research* 85: 364–368.
120. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H (2009). The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *Journal of Endodontics* 35: 389–392.
121. Yasuda G, Inage H, Kawamoto R, Shimamura Y, Takubo C, Tamura Y, Koga K, Miyazaki M (2008). Changes in elastic modulus of adhesive and adhesive-infiltrated dentin during storage in water. *Journal of Oral Science* 50: 481–486.
122. Saleh AA, Ettman WM (1999). Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *Journal of Dentistry* 27: 43–46.
123. Pişkin B, Aydın B, Sarıkanat M (2008). The effect of spreader size on fracture resistance of maxillary incisor roots. *International Endodontic Journal* 41: 54–59.
124. Tang W, Wu Y, Smales RJ (2010). Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics* 36: 609–617.
125. Clark D, Khademi J (2010). Modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *Dental Clinics of North America* 54: 249–273.
126. Xia J, Wang W, Li Z, Lin B, Zhang Q, Jiang Q, Yang X (2020). Impacts of contracted endodontic cavities compared to traditional endodontic cavities in premolars. *BMC Oral Health* 20: 250.
127. Zandbiglari T, Davids H, Schafer E (2006). Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 101: 126–131.
128. Versluis A, Messer HH, Pintado MR (2006). Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *International Endodontic Journal* 39: 931–939.
129. Hata G, Uemura M, Kato A, Imura N, Novo N, Toda T (2002). A comparison of shaping ability using Profile, GT file, and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. *Journal of Endodontics* 28: 316–321.
130. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A (2009). Mechanical response of nickel–titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 42: 593–602.
131. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H (2011). Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *Journal of Endodontics* 37: 522–525.
132. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K (2009). The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *Journal of Endodontics* 35: 236–238.

133. Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E (2008). Hand-operated and Rotary ProTaper instruments: A comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *Journal of Endodontics* 34: 314–317.
134. Grigoratos D, Knowles J, Ng Y, Gulabivala K (2001). Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *International Endodontic Journal* 34: 113–119.
135. Calt S, Serper A (2002). Time-dependent effects of edta on dentin structures. *Journal of Endodontics* 28: 17–19.
136. Cvek M (1992). Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Dental Traumatology* 8: 45–55.
137. Al-Jundi SH (2004). Type of treatment, prognosis, and estimation of time spent to manage dental trauma in late presentation cases at a dental teaching hospital: a longitudinal and retrospective study. *Dental Traumatology* 20: 1–5.
138. C.J. Kristich, L.B. Rice, Cesar A. Arias (2014). Enterococcal Infection—Treatment and Antibiotic Resistance. M.S. Gilmore, Don B. Clewell, Y. Ike, N. Shankar, Enterococci: From Commensals to Leading Causes of Drug Resistant Infection, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK190420/>
139. Jain A, Bansal R (2014). Overview on the current antibiotic containing agents used in endodontics. *North American Journal of Medical Sciences* 6: 351.
140. Yassen GH, Eckert GJ, Platt JA (2015). Effect of intracanal medicaments used in endodontic regeneration procedures on microhardness and chemical structure of dentin. *Restorative Dentistry & Endodontics* 40: 104.
141. Abou Neel E, Aljabo A, Strange A, Ibrahim S, Coathup M, Young A, Bozec L, Mudera V (2016). Demineralization-remineralization dynamics in teeth and bone. *International Journal of Nanomedicine* Volume 11: 4743–4763.
142. Uppalapati L, Mandava J (2012). Evaluation of push-out bond strengths of two different adhesive root canal obturation systems: An in vitro study. *Journal of Dr NTR University of Health Sciences* 1: 111.
143. Gulsahi K, Cehreli ZC, Kuraner T, Dagli FT (2007). Sealer area associated with cold lateral condensation of gutta-percha and warm coated carrier filling systems in canals prepared with various rotary NiTi systems. *International Endodontic Journal* 40: 275–281.
144. Garikapati S, Satish R K, Sajjan GS, Varma K M, Kolla VB, Ch R (2020). Comparison of push-out bond strength of bioceramic sealer with bioceramic coated and non-bioceramic coated Gutta-percha: an in vitro study. *International Journal of Dental Materials* 02: 98–102.

145. Sousa-Neto MD, Silva Coelho FI, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC (2005). Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. *International Endodontic Journal* 38: 866–870.
146. Sağsen B, Üstün Y, Pala K, Demirbuğa S (2012). Resistance to fracture of roots filled with different sealers. *Dental Materials Journal* 31: 528–532.
147. Smran A, Abdullah M, Ahmad NA, Alrahlah A, AL-Maflehi N, Samran A (2023). Influence of long -term thermal cycling and masticatory loading simulation on bond strength of roots filled with epoxy resin and calcium silicate based sealers. *BMC Oral Health* 23: 673.
148. Chybowski EA, Glickman GN, Patel Y, Fleury A, Solomon E, He J (2018). Clinical outcome of non-surgical root canal treatment using a single-cone technique with endosequence bioceramic sealer: A retrospective analysis. *Journal of Endodontics* 44: 941–945.
149. Camilleri J, Grech L, Galea K, Keir D, Fenech M, Formosa L, Damidot D, Mallia B (2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clinical Oral Investigations* 18: 1437–1446.
150. Rahimi S, Ghasemi N, Jabbari G, Zaheri Z, Torabi Z, Darehchi N (2022). Effect of different intracanal medicaments on the fracture resistance of the human root. *Dental Research Journal* 19: 9.
151. Schneider SW (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 32: 271–275.
152. Tadano JPG, Bueno CE da S, Silveira CF de M, Yamanaka TB, Piai GG, Duarte MAH, Vivan RR, De Martin AS (2023). Effect of different activation methods on the intratubular penetration of CaOH₂ paste: Ex-vivo analysis by confocal laser scanning microscopy. *Australian Endodontic Journal* 49: 18–26.
153. Almohareb RA, Barakat RM, Alreshaidan S, Alluhaidan S, Muwainea A, Bautista LSJ, Balto H (2024). Efficacy of various techniques in calcium silicate-based intracanal medicament removal: a micro-CT analysis. *Scientific Reports* 14: 19705.
154. Lena IM, Chiaratti LC, Pilecco RO, Machry RV, Tribst JPM, Kleverlaan CJ, Pereira GKR, Morgental RD (2024). The impact of the filling technique with two sealers in bulk or associated with gutta-percha on the fatigue behavior and failure patterns of endodontically treated teeth. *PeerJ* 12: e18221.
155. Guneser MB, Akman M, Kolcu İB, Eldeniz AU (2016). Fracture resistance of roots obturated with a novel calcium silicate-based endodontic sealer (BioRoot RCS). *Journal of Adhesion Science and Technology* 30: 2420–2428.
156. Bayraktar Yerlikaya F, Kosar T, Celik D, Tasdemir T (2024). Resistance to fracture of simulated immature teeth treated with intracanal medicaments and calcium silicate-based coronal barrier materials in endodontic regeneration. *Journal of the Australian Ceramic Society* 61: 833–840.

157. Toure B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y (2011). Analysis of Reasons for Extraction of Endodontically Treated Teeth: A Prospective Study. *Journal of Endodontics* 37: 1512–1515.
158. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G (2009). Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *International Endodontic Journal* 42: 705–710.
159. Ravi RC, Mandava J, Chalasani U, Borugadda R, Boddada MR, Ghazanfaruddin M (2017). Influence of storage time and cementation strategies on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research* 11: ZC05-ZC08.
160. Mandava J, Chang P, Roopesh B, Faruddin M, Anupreeta A, Uma C (2014). Comparative evaluation of fracture resistance of root dentin to resin sealers and a MTA sealer: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 17: 53.
161. Topçuoğlu HS, Tuncay Ö, Karataş E, Arslan H, Yeter K (2013). In vitro fracture resistance of roots obturated with epoxy resin-based, mineral trioxide aggregate-based, and bioceramic root canal sealers. *Journal of Endodontics* 39: 1630–1633.
162. Wu M-K, van der Sluis LWM, Wesselink PR (2004). Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *Journal of Dentistry* 32: 265–268.
163. Sathorn C, Palamara J, Messer H (2005). A Comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *Journal of Endodontics* 31: 283–287.
164. Aidasani G, Mulay S, Borkar A (2020). Comparative evaluation of flexural fracture resistance of mandibular premolars after instrumentation with four different endodontic file systems: An In Vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 31(5):701-705.
165. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu M-K (2013). Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *Journal of Endodontics* 39: 129–132.
166. Hin ES, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H (2013). Effects of Self-Adjusting File, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *Journal of Endodontics* 39: 262–264.
167. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D (2012). Canal shaping with WaveOne primary reciprocating files and ProTaper system: A comparative study. *Journal of Endodontics* 38: 505–509.
168. Zehnder M (2006). Root Canal Irrigants. *Journal of Endodontics* 32: 389–398.
169. Peters OA, Boessler C, Zehnder M (2005). Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International Endodontic Journal* 38: 223–229.

170. Cullen JKT, Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Yaccino JM (2015). The Effect of 8.25% sodium hypochlorite on dental pulp dissolution and dentin flexural strength and modulus. *Journal of Endodontics* 41: 920–924.
171. Machnick T, Torabinejad M, Munoz C, Shabahang S (2003). Effect of MTAD on flexural strength and modulus of elasticity of dentin. *Journal of Endodontics* 29: 747–750.
172. Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Akdogan G (2007). Resistance to fracture of roots filled with three different techniques. *International Endodontic Journal* 40: 31–35.
173. A. Mozayani M, Hossein Javaheri G, Poorroosta P, Asna Ashari M, Hossein Javaheri H (2009). Effect of 17% EDTA and MTAD on intracanal smear layer removal: A scanning electron microscopic study. *Australian Endodontic Journal* 35: 13–17.
174. Clarkson RM, Podlich HM, Moule AJ (2011). Influence of ethylenediaminetetraacetic acid on the active chlorine content of sodium hypochlorite solutions when mixed in various proportions. *Journal of Endodontics* 37: 538–543.
175. Tartari T, Guimaraes BM, Amoras LS, Duarte MAH, Silva e Souza PAR, Bramante CM (2015). Etidronate causes minimal changes in the ability of sodium hypochlorite to dissolve organic matter. *International Endodontic Journal* 48: 399–404.
176. Brannström M (1984). Smear Layer: Pathological and Treatment Considerations. *Operative Dentistry, Supplement* Supplement 3: 35–42.
177. Cergneux M, Ciucchi B, Dietschi Jm, Holz J (1987). The influence of the smear layer on the sealing ability of canal obturation. *International Endodontic Journal* 20: 228–232.
178. Wennber A, Niom Do (1990). Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *International Endodontic Journal* 23: 13–19.
179. Souza MA, Ricci R, Bischoff KF, Reuter E, Ferreira ER, Dallepiane FG, Quevedo LM, Pereira LHB, Bischoff LF, Hofstetter MG, et al. (2022). Effectiveness of ultrasonic activation over glycolic acid on microhardness, cohesive strength, flexural strength, and fracture resistance of the root dentin. *Clinical Oral Investigations* 27: 1659–1664.
180. Komabayashi T, Ahn C, Spears R, Zhu Q (2014). Comparison of particle morphology between commercial- and research-grade calcium hydroxide in endodontics. *Journal of Oral Science* 56: 195–199.
181. Fava LRG, Saunders WP (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *International Endodontic Journal* 32: 257–282.
182. Ballal NV, Shavi GV, Kumar R, Kundabala M, Bhat KS (2010). In vitro sustained release of calcium ions and pH maintenance from different vehicles containing calcium hydroxide. *Journal of Endodontics* 36: 862–866.

183. Sahebi S, Moazami F, Abbott P (2010). The effects of short-term calcium hydroxide application on the strength of dentine. *Dental Traumatology* 26: 43–46.
184. Rödiger T, Vogel S, Zapf A, Hülsmann M (2010). Efficacy of different irrigants in the removal of calcium hydroxide from root canals. *International Endodontic Journal* 43: 519–527.
185. Capar ID, Özcan E, Arslan H, Ertas H, Aydınbelge HA (2014). Effect of different final irrigation methods on the removal of calcium hydroxide from an artificial standardized groove in the apical third of root canals. *Journal of Endodontics* 40: 451–454.
186. Arslan H, Akcay M, Capar ID, Saygili G, Gök T, Ertas H (2015). An in vitro comparison of irrigation using photon-initiated photoacoustic streaming, ultrasonic, sonic and needle techniques in removing calcium hydroxide. *International Endodontic Journal* 48: 246–251.
187. Paque F, Balmer M, Attin T, Peters OA (2010). Preparation of Oval-shaped Root Canals in Mandibular Molars Using Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-computed Tomography Study. *Journal of Endodontics* 36: 703–707.
188. Lambrianidis T, Kosti E, Boutsoukis C, Mazinis M (2006). Removal efficacy of various calcium hydroxide/chlorhexidine medicaments from the root canal. *International Endodontic Journal* 39: 55–61.
189. Ethem Yaylali I, Kececi AD, Ureyen Kaya B (2015). Ultrasonically Activated Irrigation to Remove Calcium Hydroxide from Apical Third of Human Root Canal System: A Systematic Review of In Vitro Studies. *Journal of Endodontics* 41: 1589–1599.
190. Korkut E, Torlak E, Gezin O, Özer H, Şener Y (2018). Antibacterial and smear layer removal efficacy of Er:YAG laser irradiation by photon-induced photoacoustic streaming in primary molar root canals: A preliminary study. *Photomedicine and Laser Surgery* 36: 480–486.
191. Akyuz Ekim SN, Erdemir A (2015). Comparison of different irrigation activation techniques on smear layer removal: An in vitro study. *Microscopy Research and Technique* 78: 230–239.
192. Gu Y, Perinpanayagam H, Jin DJW, Yoo Y-J, Jeong J-S, Lim S-M, Chang S-W, Baek S-H, Zhu Q, Kum K-Y (2017). Effect of different agitation techniques on the penetration of irrigant and sealer into dentinal tubules. *Photomedicine and Laser Surgery* 35: 71–77.
193. Lopes CS (2024). Calcium silicate-based intracanal medication: physicochemical properties and effectiveness of techniques for removing medication from the human root canal. *European Endodontic Journal* 9(4):374-382.

194. Van Der Sluis LWM, Wu MK, Wesselink PR (2007). The evaluation of removal of calcium hydroxide paste from an artificial standardized groove in the apical root canal using different irrigation methodologies. *International Endodontic Journal* 40: 52–57.
195. Tay FR, Pashley DH (2007). Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics* 33: 391–398.
196. Lee K, Williams M, Camps J, Pashley D (2002). Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *Journal of Endodontics* 28: 684–688.
197. Shemesh H, Bier CAS, Wu M -K., Tanomaru-Filho M, Wesselink PR (2009). The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *International Endodontic Journal* 42: 208–213.
198. Zhang W, Li Z, Peng B (2009). Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 107: e79–e82.
199. Han L, Okiji T (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. *International Endodontic Journal* 44: 1081–1087.
200. Mamootil K, Messer HH (2007). Penetration of dentinal tubules by endodontic sealer cements in extracted teeth and in vivo. *International Endodontic Journal* 40: 873–881.
201. Kaur N, Arora S, Dixit S, Kumar P (2014). Evaluation of fracture resistance of roots obturated with resilon and thermoplasticized gutta-percha: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 17(4):354-358.
202. Chadha R, Taneja S, Kumar M, Sharma M (2010). An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different materials. *Contemporary Clinical Dentistry* 1(2):70-72.
203. dos Santos GL, Cardoso IV, Suzin SM, Ballarin A, Lopes GC, Teixeira CS (2021). Influence of different endodontic sealers on bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration. *Clinical Oral Investigations* 25: 4125–4135.
204. Santos-Junior Ao, Tanomaru-Filho M, Pinto Jc, Tavares Kime, Torres Ffe, Guerreiro-Tanomaru Jm (2021). Effect of obturation technique using a new bioceramic sealer on the presence of voids in flattened root canals. *Brazilian Oral Research* 35:e028.
205. Zahir A, Mahmood U, Nazir A, Hussain T, Abid S (2022). Biomaterials for medical and healthcare products. *Medical Textiles from Natural Resources Elsevier*, pp 43–86.
206. Washio A, Morotomi T, Yoshii S, Kitamura C (2019). Bioactive glass-based endodontic sealer as a promising root canal filling material without semisolid core materials. *Materials* 12: 3967.

207. Omar N, Abdelraouf RM, Hamdy TM (2023). Effect of different root canal irrigants on push-out bond strength of two novel root-end filling materials. *BMC Oral Health* 23: 193.
208. Hassan Abu Zeid ST, Mokeem Saleh AAY (2014). Solubility, ph changes and releasing elements of different bioceramic and mineral trioxide aggregate root canal sealers comparative study. *Journal of Trauma & Treatment* 4(2):1000249.
209. Huang G, Liu S-Y, Wu J-L, Qiu D, Dong Y-M (2022). A novel bioactive glass-based root canal sealer in endodontics. *Journal of Dental Sciences* 17: 217–224.
210. Zaki DY, Zaazou MH, Khallaf ME, Hamdy TM (2018). In vivo comparative evaluation of periapical healing in response to a calcium silicate and calcium hydroxide based endodontic sealers. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 6: 1475–1479.
211. Topçuoğlu HS, Kesim B, Düzgün S, Tuncay Ö, Demirbuga S, Topçuoğlu G (2015). The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. *International Journal of Paediatric Dentistry* 25: 248–254.
212. Elnaghy AM, Elsaka SE (2016). Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate – an in vitro study. *Dental Traumatology* 32: 116–120.
213. Ali MRW, Mustafa M, Bardsen A, Bletsa A (2019). Fracture resistance of simulated immature teeth treated with a regenerative endodontic protocol. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 5: 30–37.
214. Rees JS (2001). An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal of Oral Rehabilitation* 28: 425–432.
215. Yeğin HC, Eken R, Eroğlu MG (2016). The comparison of fracture resistance of different post systems cemented with different luting agents: An in vitro study. *Van Medical Journal* 23: 63–68.
216. Correa-Faria P, De Alcantara Cep, Caldas-Diniz Mv, Botelho AM, Tavano KTA (2010). “Biological Restoration”: Root canal and coronal reconstruction. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 22: 168–177.
217. Haralur S, Alalyani A, Almutiq M, Alfaifi A, Al-Shehri A (2018). Effect of inadequate ferrule segment location on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Indian Journal of Dental Research* 29(2):206-211.
218. Öztürk C, Polat S, Tunçdemir M, Gönüldaş F, Şeker E (2019). Evaluation of the fracture resistance of root filled thin walled teeth restored with different post systems. *Biomedical Journal* 42: 53–58.

219. Brunton PA, Cattell P, Burke FJT, Wilson NHF, Brunton PA, Cattell P, Burke FJT, Wilson NHF (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82: 167–171.
220. Soares CJ, Martins LRM, Pfeifer JMGA, Giannini M (2004). Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence International* 35: 281–286.
221. Isidor F, Odman P, Brondum K (1996). Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *International Journal of Prosthodontics* 9: 131–136.
222. Dias de Souza GM, Pereira GDS, Dias CTS, Paulillo LAMS (2002). Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Operative Dentistry* 27: 349–353.
223. Heydecke G, Butz F, Strub JR (2001). 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* 29: 427–433.
224. Fokkinga WA, Le Bell A -M., Kreulen CM, Lassila LVJ, Vallittu PK, Creugers NHJ (2005). Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *International Endodontic Journal* 38: 230–237.
225. Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP (2000). Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. *Operative Dentistry* 25: 411–417.
226. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M (2009). Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: A structured review. *Journal of Oral Rehabilitation* 36: 299–312.
227. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JMSN, Esberard RM, Tanomaru-Filho M (2007). Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal* 40: 684–691.
228. Çiçek E, Yılmaz N, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S, Bilgin B (2017). Effect of mineral trioxide aggregate apical plug thickness on fracture resistance of immature teeth. *Journal of Endodontics* 43: 1697–1700.
229. Afzal A, Arslan H (2021). Effectiveness of the static-guided endodontic technique for accessing the root canal through MTA and its effect on fracture strength. *Clinical Oral Investigations* 25: 1989–1995.
230. Donnermeyer D, Bürklein S, Dammaschke T, Schafer E (2019). Endodontic sealers based on calcium silicates: A systematic review. *Odontology* 107: 421–436.

231. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut C V., Camilleri J (2015). In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *Journal of Endodontics* 41: 111–124.
232. Oliveira DS, Cardoso ML, Queiroz TF, Silva EJNL, Souza EM, De-Deus G (2016). Suboptimal push-out bond strengths of calcium silicate-based sealers. *International Endodontic Journal* 49: 796–801.
233. Missau T, De Carlo Bello M, Michelon C, Mastella Lang P, Kalil Pereira G, Baldissara P, Valandro LF, Souza Bier CA, Pivetta Rippe M (2017). Influence of endodontic treatment and retreatment on the fatigue failure load, numbers of cycles for failure, and survival rates of human canine teeth. *Journal of Endodontics* 43: 2081–2087.
234. Nagas E, Cehrelı Z, Uyanık Mo, Durmaz V (2014). Bond strength of a calcium silicate-based sealer tested in bulk or with different main core materials. *Brazilian Oral Research* 28: 1–7.
235. Fisher M, Berzins D, Bahcall J (2007). An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *Journal of Endodontics* 33: 856–858.
236. Nunes VH, Silva RG, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YTC (2008). Adhesion of epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. *Brazilian Dental Journal* 19: 46–50.
237. Neelakantan P, Sharma S, Shemesh H, Wesselink PR (2015). Influence of irrigation sequence on the adhesion of root canal sealers to dentin: a fourier transform infrared spectroscopy and push-out bond strength analysis. *Journal of Endodontics* 41: 1108–1111.
238. Martins MP, de Andrade FB, Bramante CM, Vivan RR, Limoeiro AG, Nascimento WM, Duarte MAH (2022). Effect of obturation technique on penetration of calcium silicate-based sealer into dentinal tubules after endodontic retreatment of mandibular premolars. *Clinical Oral Investigations* 26: 7143–7148.
239. Almohaimede A, Almanie D, Alaathy Sara, Almadi E (2020). Fracture resistance of roots obturated with bio-ceramic and epoxy resin-based sealers: In vitro study. *European Endodontic Journal* 5(2):134-137.
240. Alkahtany MF, Almadi KH, Alahmad FA, Alshehri AM, AlSwayyed AA, AlZahran OM, AlHadan A, Almustafa AS, Vohra F, Abduljabbar T (2021). Influence of root canal sealers and obturation techniques on vertical root fracture resistance. An In Vitro Experiment. *Applied Sciences* 11(17):8022.
241. Hancerliogullari D, Durust Baris S, Turkyilmaz A, Erdemir A (2025). Effects of different apical preparation sizes and root canal sealers on the fracture resistance of roots aged for 12 months in endodontically retreated mandibular premolars. *British Dental Journal*. Published online June 20, 2025.

242. Salim F, Saleem BM (2025). Evaluation of fracture resistance of roots obturated with three different sealers and three various obturation techniques. *European Endodontic Journal* 10: 326–332.
243. Ricucci D, Langeland K (1997). Incomplete calcium hydroxide removal from the root canal: a case report. *International Endodontic Journal* 30: 418–421.
244. Lambrianidis T, Margelos J, Beltes P (1999). Removal efficiency of calcium hydroxide dressing from the root canal. *Journal of Endodontics* 25: 85–88.
245. Sokhi RR, Sumanthini MV, Shenoy VU, Bodhwani MA (2017). Effect of Calcium Hydroxide Based Intracanal Medicaments on the Apical Sealing Ability of Resin Based Sealer and Guttapercha Obturated Root Canals. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research* 11: ZC75–ZC79.
246. Yassen GH, Chu T-MG, Eckert G, Platt JA (2013). Effect of medicaments used in endodontic regeneration technique on the chemical structure of human immature radicular dentin: An in vitro study. *Journal of Endodontics* 39: 269–273.
247. Yassen GH, Vail MM, Chu TG, Platt JA (2013). The effect of medicaments used in endodontic regeneration on root fracture and microhardness of radicular dentine. *International Endodontic Journal* 46: 688–695.
248. Wang X, Bank RA, Tekoppele JM, Agrawal CM (2001). The role of collagen in determining bone mechanical properties. *Journal of Orthopaedic Research* 19: 1021–1026.
249. Kolunsağ Özbek S, Kaşıkçı S, Özdemir O (2024). Evaluation of fracture strength of roots to determine the duration limit of activated ethylene diamine tetraacetic acid irrigation for intracanal calcium hydroxide dressing removal in vitro. *Applied Sciences* 14: 5931.
250. Ultradent Products Inc. (2020). UltraCal XS® Calcium Hydroxide Paste – Instructions for Use. Ultradent.
251. Kenée DM, Allemang JD, Johnson JD, Hellstein J, Nichol BK (2006). A quantitative assessment of efficacy of various calcium hydroxide removal techniques. *Journal of Endodontics* 32: 563–565.
252. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y (2014). Irrigation in endodontics. *British Dental Journal* 216: 299–303.
253. Sarıyılmaz Ö, Uslu G, Sarıyılmaz E, Keskin NB (2024). Evaluation of different irrigation activation techniques for the removal of various medicaments from a simulated internal resorption cavity: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations* 28: 491.
254. Valera MC, Albuquerque MTP, Yamasaki MC, Vassallo FNS, da Silva DA e SA, Nagata JY (2015). Fracture resistance of weakened bovine teeth after long-term use of calcium hydroxide. *Dental Traumatology* 31: 385–389.

255. Doyon GE, Dumsha T, von Fraunhofer JA (2005). Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. *Journal of Endodontics* 31: 895–897.
256. Yassen GH, Platt JA (2013). The effect of nonsetting calcium hydroxide on root fracture and mechanical properties of radicular dentine: a systematic review. *International Endodontic Journal* 46: 112–118.
257. Sethi S, Gupta A, Kurian AH, Abraham D, Chauhan P, Aneja K, Jala S, Singh A (2022). Effect of calcium hydroxide on fracture resistance and microhardness of dentin in human teeth. *Endodontology* 34: 223–228.
258. Sunlakawit C, Chaimanakarn C, Srimaneekarn N, Osiri S (2024). Effect of calcium hydroxide as an intracanal medication on dentine fracture resistance: A systematic review and network meta-analysis. *Journal of Endodontics* 50: 1714-1724.e6.
259. Zarei M, Afkhami F, Malek Poor Z (2013). Fracture resistance of human root dentin exposed to calcium hydroxide intervisit medication at various time periods: An in vitro study. *Dental Traumatology* 29: 156–160.
260. Kahler SL, Shetty S, Andreasen FM, Kahler B (2018). The effect of long-term dressing with calcium hydroxide on the fracture susceptibility of teeth. *Journal of Endodontics* 44: 464–469.
261. Hawkins JJ, Torabinejad M, Li Y, Retamozo B (2015). Effect of three calcium hydroxide formulations on fracture resistance of dentin over time. *Dental Traumatology* 31: 380–384.
262. Tavella e Silva NC, Gibin JT, Rivera ICM, Rached Junior FJA, Leoni GB, Raucini Neto W (2021). Calcium hydroxide paste removal strategies and bond strengths of epoxy- and silicate-based sealers. *Australian Endodontic Journal* 47: 236–244.
263. Uzunoglu-Özyürek E, Erdoğan Ö, Aktemur Türker S (2018). Effect of calcium hydroxide dressing on the dentinal tubule penetration of 2 different root canal sealers: a confocal laser scanning microscopic study. *Journal of Endodontics* 44: 1018–1023.
264. Eltobgy AE, Elmalt M, Eldehna A (2024). Fracture resistance and push-out bond strength of three post types in the restoration of anterior primary teeth - a in vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 35: 221–226.
265. Alshetiwi DSD, Muttlib NAA, El-Damanhoury HM, Alawi R, Rahman NA, Elsahn NA, Karobari MI (2024). Evaluation of mechanical properties of anatomically customized fiber posts using E-glass short fiber-reinforced composite to restore weakened endodontically treated premolars. *BMC Oral Health* 24: 323.
266. Guiotti FA, Kuga MC, Duarte MAH, Sant'Anna Junior A, Faria G (2014). Effect of calcium hydroxide dressing on push-out bond strength of endodontic sealers to root canal dentin. *Brazilian Oral Research* 28: 1–6.

267. Gupta A, Kumar M, Taneja S (2020). Effect of intracanal calcium hydroxide dressing on the push out bond strength of AH Plus, MTA Fillapex , and Endosequence BC sealer. *Endodontology* 32(1): 33-37.
268. Ghabraei S, Bolhari B, Yaghoobnejad F, Meraji N (2017). Effect of intra-canal calcium hydroxide remnants on the push-out bond strength of two endodontic sealers. *Iranian Endodontic Journal* 12: 168–172.
269. Ghoneim WM (2025). Effect of different intracanal medications on the push-out bond strength of a bioceramic sealer to radicular dentin. *Egyptian Dental Journal* 71: 1883–1891.
270. Alshamrani A, AlDeeb L, Almohareb T, Alahdal K, Maawadh A, Alrahlah A (2024). Effect of canal medicaments triple antibiotic paste, Bio-C Temp, and Nano-silver gel activated by visible blue light on canal dentin microhardness and extrusion bond strength of AH plus sealer: A SEM and EDX analysis. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy* 47: 104088.
271. Rodrigues LP, Pereira JR, Vier-Pelisser FV, Jahnke LT, So GB, da Rosa RA, So MV (2025). Bioceramic dressing and its influence on intratubular penetration and bond strength of endodontic sealers. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* e627–e634.
272. Zamin C, Silva-Sousa YTC, Souza-Gabriel AE, Messias DF, Sousa-Neto MD (2012). Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology* 28: 282–286.
273. Teixeira Fb, Teixeira Ecn, Thompson Jy, Trope M (2004). Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *The Journal of the American Dental Association* 135: 646–652.
274. Dou L, Ye L, Tan H, Chen Q (2013). Research on root fracture resistance after root canal filling. *West China Journal of Stomatology* 31: 232–234.
275. Haragushiku GA, Teixeira CS, Furuse AY, Sousa YTS, De Sousa Neto MD, Silva RG (2012). Analysis of the interface and bond strength of resin-based endodontic cements to root dentin. *Microscopy Research and Technique* 75: 655–661.
276. Souza S de FC, Francci C, Bombana AC, Kenshima S, Barroso LP, D’Agostino LZ, Loguercio AD (2012). Qualitative SEM/EDS analysis of microleakage and apical gap formation of adhesive root-filling materials. *Journal of Applied Oral Science* 20: 329–334.
277. Viapiana R, Flumignan DL, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M (2014). Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based experimental endodontic sealers. *International Endodontic Journal* 47: 437–448.
278. Yamin PA, Pereira RD, Lopes FC, Queiroz AM, Oliveira HF, Saquy PC, Sousa-Neto MD (2018). Longevity of bond strength of resin cements to root dentine after radiation therapy. *International Endodontic Journal* 51: 1301–1312.

279. Assis RS, Lopes FC, Roperto R, Silva Sousa YTC, Brazao EH, Spazzin AO, Pereira GKR, Alves DM, Saquy PC, Sousa-Neto MD (2020). Bond strength and quality of bond interface of multifilament fiberglass posts luted onto flat-oval root canals without additional dentin wear after biomechanical preparation. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 124: 738.e1-738.e8.
280. Capitanio BL, Hashizume LN, Kuga MC, Oliveira ECG de, Rosa RA da, So GB, So MVR (2023). Analysis of pH, calcium ion release, and energy dispersive spectroscopy of a bioceramic root canal dressing. *Brazilian Dental Journal* 34: 54–61.
281. Alturaiki S, Lamphon H, Edrees H, Ahlquist M (2015). Efficacy of 3 Different Irrigation Systems on Removal of Calcium Hydroxide from the Root Canal: A Scanning Electron Microscopic Study. *Journal of Endodontics* 41: 97–101.

