

**T.C. AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ
ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ
ANABİLİM DALI**

**FARKLI EĞE SİSTEMLERİ VE FARKLI TORK
DEĞERLERİNDE DENTİN ÇATLAĞININ İNCELENMESİ: BİR
İN-VİTRO ÇALIŞMA**

Hazırlayan
Ezgi ÇABUT
Tez Numarası:51

Danışman
Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL

2025- AFYONKARAHİSAR

**T.C. AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI EĞE SİSTEMLERİ VE FARKLI TORK
DEĞERLERİNDE DENTİN ÇATLAĞININ İNCELENMESİ: BİR
İN-VİTRO ÇALIŞMA**

Ezgi ÇABUT

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Danışman

Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL

**Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 24.DUS.004 kodlu
proje ile desteklenmiştir.**

2025-AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Çalışmamızın etik kurul onayı Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan
alınmıştır (05.03.2024 tarihli 2024/03-12 sayılı karar). (EK-1)



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca tüm tecrübe ve birikimlerini benimle paylaşan ve tez sürecim boyunca yardımlarını esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Mehmet Sinan Evcil'e

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca katkılarını her daim hissettiğim Doç. Dr. Ahmet Demirhan Uygun, Öğr. Üyesi Fatih Uçar, Öğr. Üyesi Ayşenur Kuşuçar'a

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca çalışmaktan keyif aldığım ve tez dönemimde desteklerini her zaman hissettiğim araştırma görevlisi arkadaşlarıma

Uzmanlık eğitim boyunca her zaman yanımda olan, desteklerini esirgemeyen annem Teslime Aktaş, babam Mehmet Aktaş, kardeşlerim Ayşe Baykal ve Hamza Aktaş

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimimde ve tez sürecim boyunca her zaman desteğini hissettiğim, bu süreçte tüm stresimi azaltan sevgili eşim Mehmet Çabut'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

FARKLI EĞE SİSTEMLERİ VE FARKLI TORK DEĞERLERİNDE DENTİN ÇATLAĞININ İNCELENMESİ: BİR İN-VİTRO ÇALIŞMA

Ezgi ÇABUT

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi

Danışman: Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL

ÖZET

Amaç: Kök kanallarının hazırlanması, kök kanal tedavisinin başarısında en önemli basamaklardan biridir ve daha sonraki tüm prosedürlerin etkinliğini belirler. Bu aşamadaki prosedürel hatalardan birisi de dentinde çatlak oluşmasıdır. Dentin çatlağı uzun süreli oklüzyon kuvvetleri altında dişin çekimine sebep olacak vertikal kök kırıklarına neden olabilir. Bu çalışmanın amacı farklı eğe sistemleri ve farklı tork değerlerinde çalışılarak dentin çatlağı oluşumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada tek kök ve tek kanallı, 140 adet alt küçük azı diş kullanıldı. Dişlerin kronları düşük hızlı testere yardımıyla kesilerek dişlerin boyu 15 mm'ye eşitlendi. 20 diş kontrol grubu olarak ayrıldı. Geriye kalan 120 diş erimiş mum ile kaplandıktan sonra akrilik bloklara gömüldü. Akrilik sertleştikten sonra diş yüzeyindeki mumlar uzaklaştırılıp oluşan boşluğa periodontal ligament aralığını taklit etmek amacıyla polieter ölçü maddesi konularak tekrardan akrilik bloğa gömüldü. Dişler rastgele olacak şekilde 6 gruba ayrıldı. Grup 1: one curve eğe sistemi ve 1N/cm tork, Grup 2: one curve eğe sistemi ve 2N/cm tork, Grup 3: one curve eğe sistemi ve 3N/cm tork, Grup 4: one reci eğe sistemi ve 1N/cm tork, Grup 5: one reci eğe sistemi ve 2N/cm tork, Grup 6: one reci eğe sistemi ve 3N/cm tork olacak şekilde preparasyonları tamamlandı. Grup 7'de ise herhangi bir preparasyon yapılmadan kontrol grubu olarak ayrıldı. Preparasyonu tamamlanan dişler su soğutması altında düşük hızlı testere yardımıyla 3,6,9 mm'den olacak şekilde yatay kesit alındı. Dişer çürük belirleyici boya ile boyanıp dental operasyon mikroskobu altında incelendi. Dişlerde oluşan dentin çatlakları ki-kare istatistiksel testine tabi tutuldu.

Bulgular: Kontrol grubunda hiçbir kesitte dentin çatlağı oluşumu gözlenmedi. Diğer tüm gruplarda çatlak oluşumu gözlemlendi. Kesitlere bakıldığında orta kesitte Grup 2' de anlamlı derecede diğer gruplara göre daha az çatlak bulundu. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadı. Kesit seviyesi gözetilmeksizin gruplar arası dentin çatlağı insidansı incelendiğinde Grup 1'de diğer gruplara göre anlamlı derecede az dentin çatlağı bulundu. Grup 4'te ise diğer gruplara göre anlamlı derecede daha fazla dentin çatlağı görüldü. Diğer gruplarda ise anlamlı bir fark görülmeydi. Kesit seviyesi gözetilmeksizin çatlak tipi açısından incelendiğinde Grup 4'te anlamlı derecede fazla tamamlanmış çatlak olduğu görüldü. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark görülmeydi. Gruplar dikkate alınmadan kesit seviyelerindeki çatlak insidansı

karşılaştırıldığında önemli seviyede fark olmasa da apikal kesitte çatlak oranı yüksek bulundu.

Sonuç: Resiprokasyon hareketinin rotasyon hareketine göre daha fazla dentin çatlağı oluşturabileceğini söyleyebiliriz. Her ne kadar düşük torkta dişe daha az stres geleceği ve dişte daha az çatlak görüleceği düşünülse de Ni Ti eğelerin ideal önerilen tork kullanımından uzaklaştıkça farklı sonuçlar çıkabilmektedir. Bizim önerimiz Ni Ti eğeleri üretici firmanın önerdiği tork değerlerinde kullanılmasıdır.

Anahtar Kelimeler: Dentin çatlağı, Tork, One Curve, One Rec



INVESTIGATION OF DENTIN CRACKS WITH DIFFERENT FILE SYSTEMS AND DIFFERENT TORQUE VALUES: AN IN-VITRO STUDY

Research Assistant Ezgi ÇABUT

Afyonkarahisar University of Health Sciences

Faculty of Dentistry Department of Endodontics Thesis

Advisor: Prof. Dr. Mehmet Sinan Evcil

ABSTRACT

Aim: Preparation of root canals is one of the most important steps in the success of root canal treatment and determines the effectiveness of all subsequent procedures. One of the procedural errors at this stage is the formation of cracks in the dentin. Dentin cracks may cause vertical root fractures that lead to tooth extraction under long-term occlusion forces. The aim of this study is to comparatively examine the formation of dentin cracks by working with different file systems and different torque values.

Materials and Methods: In this study, 140 single-root and single-canal lower premolar teeth were used. The crowns of the teeth were cut with the help of a low-speed saw, and the length of the teeth was equal to 15 mm. 20 teeth were allocated as the control group. The remaining 120 teeth were embedded in acrylic blocks after being covered with melted wax. After the acrylic hardened, the waxes on the tooth surface were removed and a polyether impression material was placed in the resulting gap to imitate the periodontal ligament gap and it was re-embedded in the acrylic block. The teeth were randomly divided into 6 groups. Group 1: one curve file system and 1N/cm torque, Group 2: one curve file system and 2N/cm torque, Group 3: one curve file system and 3N/cm torque, Group 4: one curve file system and 1N/cm torque, Preparations were completed as Group 5: one reci file system and 2N/cm torque, Group 6: one reci file system and 3N/cm torque. Group 7 was separated as the control group without any preparation. After the preparation was completed, a horizontal section of 3, 6, 9 mm was taken with the help of a low-speed saw under water cooling. The teeth were stained with caries detection dye and examined under a dental operating microscope. Dentin cracks occurring on the teeth were subjected to chi-square statistical test.

Results: No dentinal crack formation was observed in any section in the control group. Crack formation was observed in all other groups. When the sections were examined, significantly fewer cracks were found in the middle section in Group 2 compared to the other groups. No significant difference was found between the other groups. When the dentinal crack incidence between the groups was examined regardless of the section level, significantly fewer dentinal cracks were found in Group 1 compared to the other groups. In Group 4, significantly more dentinal cracks were seen compared to the other groups. No significant difference was found in the other groups. When the crack type was examined regardless of the section level,

significantly more completed cracks were found in Group 4. No significant difference was found between the other groups. When the crack incidence at the section levels was compared without considering the groups, although there was no significant difference, the crack rate was found to be high in the apical section.

Conclusion: We can say that reciprocation movement can create more dentin cracks than rotation movement. Although it is thought that less stress will be applied to the tooth and fewer cracks will be seen in the tooth at low torque, different results can be obtained as the ideal recommended torque usage of Ni Ti files is moved away. Our recommendation is to use Ni Ti files at the torque values recommended by the manufacturer.

Keywords: Dentin crack, Torque, One Curve, One Reci



İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
KISALTMALAR.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.Kök Kanal Tedavisi.....	4
2.2. Kök Kanal Tedavisinde Preparasyon Aşaması.....	4
2.3. Preparasyon Hataları.....	7
2.4. Dentin Çatlağı.....	9
2.4.1. Dişteki Kronik Çatlak ve Kırıkların Sınıflandırılması.....	10
2.4.1.1. Vertikal Kök Kırığına Yatkınlık Gösteren Dişler ve Dikey Kök Kırığının Konumu.....	12
2.4.2. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırık ve Çatlak Oluşumu İçin Risk Faktörleri.....	14
2.4.2.1. Kimyasal Faktörler: Endodontik İrrigantların ve İlaçların Dentin Üzerine Etkileri.....	14
2.4.2.2. Mikrobiyal Faktörler: Bakteri -Dentin Etkileşiminin Etkileri...15	
2.4.2.3. Dentin Faktörleri: Diş Yapısal Kaybının Etkileri.....	16

2.4.2.4. Restoratif Faktörler: Post ve Core Restorasyonların Etkileri.....	18
2.4.2.5. Yaş Faktörleri: Yaş Değişikliklerinin Dentin Üzerindeki Etkileri....	18
2.4.2.6. Kök Kanal Dolumu ile İlgili Risk Faktörleri.....	20
2.4.2.7. Diş Anatomisi ile İlgili Risk Faktörleri.....	20
2.4.2.8. Kök Kanal Preparasyonu ile İlgili Risk Faktörleri.....	21
2.5. Nikel Titanyum Eğeler.....	22
2.5.1. Nikel Titanyum Alaşımlarının Temel Özellikleri.....	23
2.5.2. Nikel Titanyum Eğelerin Tasarım Özellikleri.....	24
2.5.3. Nikel Titanyum Ege Sistemlerin Hareket Çeşitleri.....	26
2.5.3.1. Rotasyon Hareketi.....	26
2.5.3.2. Resiprokasyon Hareketi	27
2.5.3.3. Adaptif Hareketi.....	28
2.5.3.4. Rotasyon ve Resiprokasyon Sistemleri Yapılan Preparasyon Sonucunda Oluşan Dentin Çatlağının Karşılaştırılması.....	28
2.5.4. Nikel Titanyum Eğelerde Tork.....	29
2.5.4.1. Temel Fizikte Tork.....	29
2.5.4.2. Endodontide Tork.....	29
2.6. Kullandığımız Eğeler.....	33
2.6.1. One Curve.....	33
2.6.2. One Reci.....	34
2.7. Dentin Çatlağı Görüntüleme Yöntemleri.....	35
2.7.1. Transillüminasyon.....	35
2.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	35
2.7.3. Transmisyon Elektron Mikroskobu (TEM).....	35
2.7.4. Micro- BT.....	36

2.7.4.1. Micro-BT’ nin Avantajları.....	37
2.7.4.2. Micro-BT’ nin Dezavantajları.....	37
2.7.5. Stereomikroskop ve Dental Operasyon Mikroskobu.....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	39
3.1. Örneklerin Seçimi.....	39
3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Boylarının Standardize Edilmesi.....	39
3.3. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması.....	40
3.4. Deney Grupları.....	41
3.5. Deney Gruplarında Yapılan Kök Kanal Preprasyonu.....	41
3.6. Hazırlanan Örneklerden Kesit Alınması.....	44
3.7. Örneklerin İncelenmesi.....	45
3.8. İstatiksel Analiz.....	47
4. BULGULAR.....	48
4.1. Kesit Seviyesine Göre Bulgular.....	48
4.2. Kesit Seviyesi Dikkate Alınmadan Tüm Gruplarda Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular.....	50
4.3. Gruplar Dikkate Alınmadan Kesit Seviyelerinde Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular.....	52
4.4. Dişlerden Alınan Kesitlerde Mikroskop İncelemesi Altındaki Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular.....	54
5. TARTIŞMA.....	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	70
KAYNAKLAR.....	71
EKLER	90

KISALTMALAR

OC: One Curve

OR: One Reci

CCW: Saat yönü tersi

CW: Saat yönü

KKS: Kök kanal sistemi

VKK: Vertikal kök kırığı

NaOCl: Sodyum hipoklorit

EDTA: Etilen diamin tetraasetik asit

H₂O₂: Hidrojen peroksit

Ni Ti: Nikel titanyum

N/cm: Newton/ santimetre

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

TEM: Transmisyon elektron mikroskobu

Micro-BT: Mikro bilgisayarlı tomografi

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1. Kesit seviyesine göre çatlak varlığının karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.2. Kesit bölgesine göre çatlak tipinin karşılaştırılması.....	50
Tablo 4.3. Kesit seviyeleri dikkate alınmadan tüm grupların dentin çatlağı açısından değerlendirilmesi.....	51
Tablo 4.4. Kesit seviyeleri dikkate alınmadan tüm grupların dentin çatlağı tipi açısından değerlendirilmesi.....	52
Tablo 4.5. Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerine göre dağılımı.....	53
Tablo 4.6. Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerinde çatlak tipine göre dağılımı.....	53

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Tüberkül çatlağının transillüminasyon yöntemi ile klinik olarak izlenmesi.....	11
Şekil 2.2. Tüberkül kırığının klinikteki görünümü.....	11
Şekil 2.3. Derinliği tahmin edilemeyen çatlak bir dişin çekimi ve dekoronize edilmesi sonrasında görülen klinik tablo.....	12
Şekil 2.4. Sondalama ve tüberkülün itilmesi ile ayırık (split) dişin izlenmesi...12	
Şekil 2.5. Vertikal kök kırığının görünümü.....	13
Şekil 2.6. Ni Ti eğelerin bölümleri.....	26
Şekil 2.7. Saat yönünde ve saat yönü tersinde rotasyon hareketinin şematize edilmesi.....	27
Şekil 2.8. Saat yönü ve saat yönünün tersinde eşit olmayan açılarla dönüş yapan resiprokasyon hareketinin şematizasyonu.....	28
Şekil 2.9. One Curve eğe sistemi.....	34
Şekil 2.10. One Recı eğe sistemi.....	35
Şekil 3.1. Örneklerin hazırlanması.....	40
Şekil 3.2. Dişlerin mumla kaplanması.....	41
Şekil 3.3. Dişlerin silikon içinde akrilik kalıba gömülmesi.....	41
Şekil 3.4. Çalışmamızda kök kanal şekillendirmesi yapmak için kullandığımız endomotor.....	44
Şekil 3.5. Dişlerden yatay kesit almak için kullandığımız hassas kesim cihazı.....	45
Şekil 3.6. Dişlerden yatay kesit alınması.....	45
Şekil 3.7. Çatlak yok sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü.....	46
Şekil 3.8. Tamamlanmamış çatlak sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü.....	46

Şekil 3.9. Tamamlanmış çatlak sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü.....	47
Şekil 3.10. Çalışmamızdaki örnekleri incelemek için kullandığımız dental operasyon mikroskobu.....	47
Şekil 4.1. Grup 1’deki koronal, orta, apikal kesitte tamamlanmış çatlakların mikroskop görüntüsü.....	55
Şekil 4.2. Grup 1’deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlakların mikroskop görüntüsü.....	55
Şekil 4.3. Grup 1’deki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	55
Şekil 4.4. Grup 2’deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	56
Şekil 4.5. Grup 2’deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	56
Şekil 4.6. Grup 2’deki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	56
Şekil 4.7. Grup 3’teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	57
Şekil 4.8 Grup 3’teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	57
Şekil 4.9. Grup 3’teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	57
Şekil 4.10. Grup 4’teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	58
Şekil 4.11. Grup 4’teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	58
Şekil 4.12. Grup 4’teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....	58

Şekil 4.13. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....59

Şekil 4.14. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....59

Şekil 4.15. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....59

Şekil 4.16. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....60

Şekil 4.17. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü.....60

Şekil 4.18. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü.....60

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal tedavisinin birincil amacı, kök kanal sisteminden bakterilerin ve besin kaynaklarının tamamen eliminasyonudur (1). Bu amacın en önemli bileşeni preparasyon aşamasıdır. Kök kanal sisteminin mekanik enstrümantasyonu, irrigasyon maddelerinin ve antibakteriyel ilaçların bakterileri daha etkili bir şekilde yok etmesine ve bakteriyel yan ürünleri ortadan kaldırmasına olanak tanıyan alanı yarattığı için kök kanal tedavisinin önemli bir aşamasıdır. Ancak endodontik tedavinin en zor aşamalarından biri olmaya devam etmektedir (2) . Bu aşamada çeşitli hatalar meydana gelebilmektedir.

Kök kanal enstrümantasyonu sırasında perforasyonlar, çıkıntı oluşumu, kanalın taşınması ve kök dentininde çatlak oluşumu gibi komplikasyonlar meydana gelebilir. Kök kanal şekillendirme sırasında döner sistemlerin geometrisi, kesici bıçak tasarımı, eğelerin konikliği ve bunların bileşimi kök dentinini etkiler (3). Endodontik işlemler sırasında ve sonrasında kök dentininde vertikal kök kırığı ve çatlak oluşumu da görülebilir. Vertikal kök kırığı, kanal tedavisinin istenmeyen komplikasyonlarından biridir ve sıklıkla dişin çekimi ile sonuçlanır. Kök kırığı, oklüzal kuvvetler tarafından tekrarlanan stres uygulamasıyla yayılan bir mikro çatlak veya çatlak çizgisinin bir sonucu olarak ortaya çıkabilir (4).

Mekanikte tork, bir nesneyi bir eksen etrafında döndürmek için gereken kuvvetin ölçüsü olarak tanımlanır; aynı zamanda kuvvet momenti veya moment olarak da bilinir. Doğrusal kinematikte kuvvet bir nesnenin hızlanmasına neden olduğu gibi, tork da bir nesnenin açısal ivme kazanmasına neden olur. Aynı şekilde endodontide torkun anlamı da Nikel Titanyum eğesinin döndürülmesini gerektiren kuvvet olarak tanımlanabilir (5).

Yapılan bir çalışmada döner enstrümantasyonun, bu enstrümanların daha yüksek torku ve artan konikliği nedeniyle dentin üzerindeki stresi önemli ölçüde arttırdığını bildirilmiştir. Eğe tasarımının kök kanal enstrümantasyonu sırasında apikal

stres ve gerinim konsantrasyonlarını etkileyerek vertikal kök kırığı ile sonuçlandığı sonucuna varılmıştır(6) .

Literatürde farklı kinematik hareketlerin dentin çatlağı oluşumu üzerindeki etkinliği ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Resiprokasyon hareketin güvenliği ve şekillendirme etkinliği hakkında bir dizi kanıt bulunmasına rağmen, nikel-titanyum aletlere uygulanan bu yeni kinematiğin bazı potansiyel zararlı yan etkileri hakkında endişeler dile getirilmiştir. Son zamanlarda yapılan bazı çalışmalara göre, resiprokasyon hareketiyle çalışan aletlerin, dentin mikro çatlaklarının ve dentin hasarının gelişimini veya yayılmasını teşvik etmek için geleneksel tam sekanslı döner sistemlere göre daha yatkın olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi olarak ise kısa sürede önemli miktarda dentini kesen tek bir büyük konik resiprokasyon hareket yapan alet kullanılarak yapılan kök kanal preparasyonunun, daha ilerleyici ve daha yavaş bir mekanik genişleme içeren geleneksel eğelerden daha fazla dentin kusuru yaratma veya şiddetlendirme eğiliminde olduğunu iddia edilmektedir (7).

Tek eğe sisteminin kullanılması uygun maliyetlidir, prion çapraz kontaminasyonu olasılığını ortadan kaldırır, eğe yorgunluğunu azaltır ve uygulayıcıların yeni bir tekniği öğrenmesi ve benimsemesi için gereken süreyi azaltır. Ancak tek eğe ile kök kanalları şekillendirilirken, kullanılan Ni Ti eğe ve kök kanal duvarı ciddi strese maruz kalır. Yapılan bir çalışmada daha sert eğe tasarımlarının, kavisli kanalın şekillendirilmesi sırasında daha yüksek stres oluşturduğunu, bunun da apikal kök çatlamasına yol açabilecek diş kusurları riskini artırdığı öne sürülmüştür (8). Bizim çalışmamızda kullandığımız eğeler farklı kinematik hareketlere sahip olan ve piyasaya yeni sürülüp yeterli çalışması olmayan One Curve ve One Recı tek eğe sistemleridir.

One Curve (OC; MicroMega, Besançon, Fransa) 0,25 mm çapında üretilen döner sistemdir. Değişken bir kesit (uçta üçlü sarmal kesit ve sapa daha yakın bir S kesiti), sabit %6 koniklik sunar. Eğe, şekil hafızası etkisi kazandıran, C Wire adı verilen ısıtılma işlemine tabi tutulmuştur (9). Bu eğe, döngüsel yorulmaya karşı direncini arttırmak için elektro-parlatma işlemine tabi tutulmuştur (10).

One Recı (OR; MicroMega, Besançon, Fransa), yakın zamanda piyasaya sürülen resiprokasyon hareket yapan bir tek eğe sistemidir. OR eğe sistemi, cihazın esnekliğini ve merkezleme yeteneğini artırmayı amaçlayan bir ısıtılma işlem (C-teli) ile

donatılmıştır. Üçlü sarmal olarak başlayan ve sapa doğru kademeli olarak S şekline dönüşen değişken merkez dışı kesiti, derin oluk ile birleştiğinde, koronal yönde debrislerin boşaltılması için daha fazla alan sunarak, ona dikkate değer bir kesme verimliliği sağlamaktadır. Cihaz, belirli açılarla (170° saat yönünün tersine [CCW], 60° saat yönünde [CW]) ileri geri çalışarak CCW kesme hareketi oluşturacak şekilde tasarlanmıştır (11).

Bu çalışmanın amacı farklı kinematik hareketlerde ve farklı tork değerlerinde oluşan dentin çatlaklarının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Çalışmamızda sıfır hipotezimiz farklı kinematiklerin ve farklı tork ayarlarının dentin çatlağı oluşumunu etkilemeyeceği yönündedir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisi

Kök kanal tedavisi; anestezi altında kron ve kök pulpasının çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve koronal giriş kavitesinden apikalde dentin-sement birleşimine kadar üç boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması olarak tanımlanır(12) .

Kök kanallarının preparasyonundaki amaç, canlı veya nekrotik pulpa dokusunun, mikroorganizmaların, pulpa taşlarının, dentikellerin ve enfekte dentin talaşlarının kök kanalından uzaklaştırılmasını sağlamaktır. Ayrıca preparasyon işlemi ile kanal dolgu materyalinin etkin olarak kök kanalına yerleştirilmesine olanak sağlayan, en dar yeri fizyolojik apikal foramen olan, koronal kısma doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu elde etmek amaçlanmaktadır (13).

2.2.Kök Kanal Tedavisinde Preparasyon Aşaması

Kök kanal tedavisi sırasında preparasyon, enfekte olmuş kök dentiniyle birlikte vital ve nekrotik dokuların kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasını ve kanal yenileme işleminde metalik ve metalik olmayan engellerin kaldırılmasını içerir. İrrigasyon maddeleri ve ilaçlarla dezenfeksiyonu kolaylaştırmak için kanal alanını hazırlamayı amaçlamaktadır. Bu nedenle kanalın hazırlanması enfeksiyonu ortadan kaldıran temel aşamadır. Daha sonra sıvı geçirmez bir kök kanalı dolgusu ve koronal restorasyonun sağlanmasıyla yeniden enfeksiyonun önlenmesi amaçlanır (2).

Amerikan Endodontistler Birliği'ne göre, kemo-mekanik preparasyon, kök kanalının irrigasyonu, dentinin demineralizasyonu, pulpa dokusunun çözünmesi, bakteri ürünlerinin ve toksinlerin nötralizasyonu için kimyasalların kullanımıdır ve kök kanal boşluğunu açığa çıkarmak, temizlemek, genişletmek ve şekillendirmek için döner/ileri geri hareket eden ve/veya el aletlerinin kullanımını içeren biyomekanik preparasyonla birlikte kullanılır(14).

Kök kanallarının temizlenmesi, endodontik tedavide büyük önem taşır. 1898’ de Eberly’nin söylediği ‘Kanala ne doldurulduğu değil kanaldan ne çıkarıldığı önemlidir’ sözü, doldurma işleminin ne kadar iyi olursa olsun genişletmedeki hatayı kompanse edemeyeceğini de belirtmektedir (15).

Preparasyonun amaçlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- 1) Ana kök kanal (lar)ından vital ve nekrotik dokunun çıkarılması.
- 2) İrrigasyon ve antibakteriyel ilaçlar için yeterli alanın oluşturulması.
- 3) Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve konumunun korunması.
- 4) Kanal sistemine ve kök yapısına iatrojenik hasarın önlenmesi.
- 5) Kanal doldurmanın kolaylaştırılması.
- 6) Periradiküler dokuların daha fazla tahrişinin ve/veya enfeksiyonunun önlenmesi.
- 7) Dişin uzun süreli fonksiyonunu sağlamak için sağlam kök dentininin korunması (2).

Kanalın şekillendirilmesinde en önemli bölge, fizyolojik foramenden önceki son kısımdır. Burada, daha sonra kanal dolgusunun iyice kondanase edilebilmesi için yuvarlak bir kesit elde edilmeli ve apikal stop oluşturulmalıdır (16).

Bu konuda ideal preparasyon için Schilder 5 tasarım hedefi açıkladı (17):

I. Kanalların girişinden apekse kadar sürekli olarak sivrilen huni şeklinde olmalıdır.

II. Kesit çapı apikalde her noktadan daha dar olmalıdır.

III. Kök kanalı hazırlığı orijinal kanalın şekline uygun olarak yapılmalıdır.

IV. Apikal foramen orijinal konumunda kalmalıdır.

V. Apikal açıklık mümkün olduğu kadar küçük tutulmalıdır.

Ayrıca 4 biyolojik hedef açıkladı:

I. Preparasyonun köklerin kendisiyle sınırlandırılması

II. Foramenlerin ötesine nekrotik debrislerin zorlanmaması

III. Kök kanal boşluğundan tüm dokunun çıkarılması.

IV. Kanal içi ilaçlar için yeterli alanın yaratılması.

Klinik çalışmalar, endodontik tedavide (apikal periodontitisin devam etmesiyle karakterize) olumsuz sonuçlarla ilişkili en önemli faktörün, periradiküler sağlığı desteklemek veya geri kazandırmak için gerekli olan etkili temizleme, şekillendirme ve dezenfeksiyonu sağlayamayan önceki tedavinin düşük kalitesi olduğunu bildirmiştir (18).

Dahası, KKS (Kök kanal sistemi)'nin içsel karmaşıklıkları, kimyasal-mekanik hazırlamanın hedeflerine ulaşmada önemli zorluklar ortaya çıkarmış ve bu işlemi etkili bir şekilde gerçekleştirmek için özel eğitime ihtiyaç duyulduğunu vurgulamıştır.

Enfeksiyon kontrolünün sağlanmasının optimum tedavi sonuçları için çok önemli olmasına rağmen, şu anda KKS'den tüm bakterileri sürekli olarak ortadan kaldıracak bir teknik, alet veya madde bulunmadığını belirtmek önemlidir.

Yetersiz temizlik ve dezenfeksiyon, periradiküler bölgede kalıcı semptomları ve iltihabı tetiklemeye yetecek düzeyde kalıntı bakteri varlığına yol açabilir. Tersine, kanalın aşırı genişletilmesi önemli miktarda dentini kaldırarak dişi kırılmaya karşı hassas hale getirebilir (19). Kök kanal sisteminin morfolojisi, kemomekanik hazırlık sırasında optimum temizlik ve dezenfeksiyonu sağlamak için klinisyenlere çeşitli zorluklar sunabilir; bunlara lateral kanallar, apikal dallanmalar, istmuslar, oval şekilli veya düzleştirilmiş kanalların eğrilikleri ve girintileri gibi anatomik bileşenlerin varlığı dahildir. Dar kanallar, yetersiz kök oluşumu, iç rezorpsiyon veya kalsifikasyonlar gibi belirli durumlar, endodontik prosedürler sırasında doğru çalışma uzunluğunu doğru bir şekilde belirlemede ve tutarlı bir şekilde korumada zorluklar yaratabilir (14).

2.3.Preparasyon Hataları

Zip Oluşumu

Kök kanalında zip oluşumu, aletin kavisli bir kök kanalının içinde düzleşme eğiliminin sonucudur. Bu, kanalın eğriliğın dış tarafı boyunca aşırı genişlemesine ve apikal uç noktada eğriliğın iç kısmının yetersiz hazırlanmasına neden olur (2).

Kök kanalının ana eksenini orijinal ekseninden sapacak şekilde taşınır. Bu nedenle bu tür düzensiz kusurları tanımlamak için doğrultma, sapma, taşıma terimleri de kullanılır. 'Gözyaşı damlası' ve 'kum saati şekli' terimleri, kök kanalının zip oluşan apikal kısmının ortaya çıkan şeklini tanımlamak için benzer şekilde kullanılır (2).

Dirsek (Elbow)

Bir 'dirsek'in oluşturulması zip oluşumu ile ilişkilidir ve eğrinin iç yönü boyunca koronal olarak ve dış yönü boyunca apikal olarak meydana gelen düzensiz genişlemenin bir sonucu olarak maksimum eğrilik noktasında kök kanalının dar bir bölgesini tanımlar. Dirseğe bağlı düzensiz koniklik ve yetersiz koniklik kök kanalının apikal kısmının temizlenmesini ve doldurulmasını tehlikeye atabilir (2).

Basamak (Ledge)

Özellikle sürekli dönme hareketinde kullanılan keskin, esnek olmayan aletlerle preparasyon sonucu kök kanalında çıkıntı meydana gelebilir. Çıkıntı, eğriliğın dış tarafında bir platform olarak bulunacaktır, sıklıkla kök kanalının apikal kısmının tıkanmasıyla ilişkilendirildiğinden atlanması zor olabilir. Çıkıntıların ortaya çıkması eğriliğın derecesi ve aletlerin tasarımı ile ilgilidir (2).

Perforasyon

Dönme hareketiyle kullanılan keskin uçlu esnek olmayan aletlerle preparasyon yapılması sonucu kök kanalında perforasyonlar meydana gelebilir. Perforasyonlar kök sementinin tahrip olması ve periodontal ligamanın tahrişi ve/veya enfeksiyonu ile ilişkilidir ve kapatılması zordur. Klinik tedavide ve deneysel çalışmalarda perforasyon görülme sıklığının %2,5 ile %10 arasında değiştiğı bildirilmektedir. Perforasyonlarla ilgili ardışık bir klinik problem, perforasyonun apikal kısmından orijinal kök kanalına tekrar erişim sağlanması mümkün değilse, orijinal kök kanalının bir kısmının hazırlıksız veya yetersiz kalmasıdır (2).

Strip Perforasyonu (Şerit Perforasyon)

Şerit perforasyonları, kök kanalı eğriliğinin iç tarafı boyunca aşırı preparasyon ve düzleştirmeden kaynaklanır. Bu orta kök perforasyonları yine kök sementinin tahribatı ve periodontal ligamanın tahrişi ile ilişkilidir ve kapatılması zordur. Köklerin furka bölgesi tarafındaki dentin duvarlar genellikle aşırı derecede incedir ve bu nedenle 'tehlikeli bölgeler' olarak adlandırılır (2).

Apikal Tıkanıklık

Kök kanalının apikal tıkanması, doku veya debrisin birikmesi sonucu meydana gelir. Bu durum çalışma uzunluğunun ve kök kanalı açıklığının kaybıyla sonuçlanır. Sonuç olarak kök kanal sisteminin en apikal kısmının tamamen dezenfeksiyonu mümkün olmayacaktır (2).

Apikal Foramende Hasar

Apikal foramenlerin yer değiştirmesi ve genişlemesi, çalışma uzunluğunun yanlış belirlenmesi, kavisli kök kanallarının düzleştirilmesi, taşkın ve aşırı preparasyon sonucu ortaya çıkabilir. Apikal stopun kaybı sonucunda periradiküler dokuların irrigasyon maddeleri veya dolgu malzemelerinin ekstrüzyonu nedeniyle tahrişi meydana gelebilir. Literatürde bu klasik hazırlama hatalarının yanı sıra, yetersiz koniklik, az veya fazla preparasyon ve taşkın ya da kısa preparasyon gibi durumlardan bahsedilmektedir (2).

Alet Kırılması

İntrakanal alet kırığı, kök kanal tedavisini ciddi şekilde tehlikeye atabilecek iyatrojenik bir hatadır. NiTi döner aletlerin elastiklik ve kırılma sınırları açıkça tasarıma, boyutlara ve konikliğe bağlıdır (20).

Döngüsel ve burulma yorulmaları alet kırılmasına sebep olabilecek 2 ana mekanizmadır. Alet kavisli bir kanalda döndüğünde, maksimum bükülme bölgesinde tekrarlayan gerilim sıkıştırma döngüleri üretir; daha sonra döngüsel yorgunluk (fleksürel kırılma) meydana gelir. Burulma yorulmasında (torsiyonel kırılma) ise mekanizma, kök kanalı şekillendirme işlemleri sırasında aletin bir kısmı dentine bağlanıp eğenin geri kalanının dönmeye devam etmesiyle oluşan kırılmadır (21).

Preparasyon hatalarının sonuncusu olarak da dentin çatlağını ekleyebiliriz.

2.4.Dentin Çatlağı

Biyomekanik hazırlık sırasında, aletlerin dentin duvarları ile teması sonucu kanal şekillendirilir. Bu temaslar dentinde birçok anlık stres yoğunlaşmasına neden olur. Bu tür stres konsantrasyonları dentin kusurlarına, mikro çatlaklara veya çatlak çizgilerine neden olabilir (22). Bunlar, kök kanal obturasyonu, tekrarlanan kanal tedavisi ve tekrarlanan oklüzal kuvvetler tarafından oluşturulan streslerin bu defektlerin uçlarında katlanarak artabilmesi ve çatlaklara yol açabilmesi nedeniyle artan vertikal kök kırığı (VKK) duyarlılığıyla ilişkilendirilmiştir (23).

VKK, kök kanal tedavisinin sık görülen bir komplikasyonudur ve genellikle etkilenen dişin çekimini gerektirir (24). Kök kanal tedavisi prosedürleri dentinde strese neden olur ve dişin uzun vadede bütünlüğünü etkileyen dentin çatlaklarını başlatabilir. Oluşan bu çatlaklar, fonksiyonel yük altında tam kırıklara sebep olabilir(24). Kanal eğriliğinin artması, kök kanal tedavisinde kullanılan döner eğe sistemi ve dolayısıyla kök kanalı üzerinde artan strese neden olur. Kök kanalındaki stres konsantrasyonları kanalın taşınmasına, düzleşmeye ve sapmaya neden olabilir ve dolayısıyla dentin alanlarının daha ince olmasına neden olabilir.

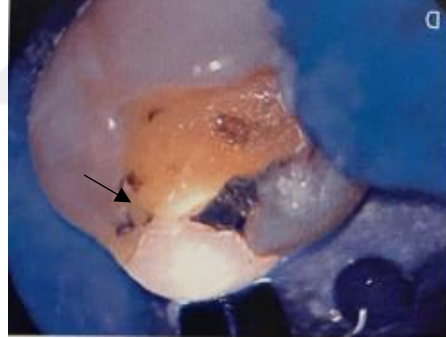
Dentin çatlağı oluşumunun, kök kanal preparasyonu, doldurma teknikleri ve kanal tedavisi yenileme prosedürler dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden kaynaklandığı gösterilmiştir (25).Koronal genişletme prosedürü, daha konik aletlerin dentin duvarlarıyla temas etmesini gerektirir. Bu bakımdan dentinde anlık stres yoğunlaşması beklenebilir ve bu işlem diş kusurlarının görülme olasılığını arttırabilir (26).

Wilcox ve ark. (23), ne kadar çok diş yapısı çıkarılırsa kökün kırılma olasılığının da o kadar yüksek olduğunu ve dentinin %40-50'si alınana kadar herhangi bir çatlak görülmediğini bildirmiştir.

2.4.1. Dişteki Kronik Çatlak ve Kırıkların Sınıflandırılması

Çatlak, bir malzemede yayılabilen kısmi(parçalı) bir kesinti (devamsızlık) durumudur ve sonunda kırık olarak da bilinen tam bir kesintiye (devamsızlığa) yol açabilir (27). Bu bağlamda, bir dişte tüberkül çatlağı (Şekil 2.1.) olarak tanımlanan bir durum zamanla tüberkül kırığına (Şekil 2.2.) dönüşebilir. Diş çatlağı genellikle kökün uzun eksenini boyunca uzunlamasına olarak seyreder. Sonuçta diş iki parçaya ayıran bir kırılma gerçekleşinceye kadar diş çatlağı (Şekil 2.3.) olarak adlandırılabilir; kırılma sonucunda dişin iki parçaya ayrılması, ayrık diş (Şekil 2.4.) (split tooth) olarak adlandırılır. Benzer şekilde endodontik tedavi gören bir dişin kök dentininde mikro çatlaklar görülebilir ve bu zamanla çatlaklar yayılarak dikey kök kırığı (Şekil 2.5) oluşturabilir; bu durumda dentin duvarının tüm kalınlığı boydan boya bir kırık şeklinde kesintiye uğrar. Bu tip bir kırık, kökün sadece bir duvarını içerecek şekilde tam olmayan bir kırık veya kökü ikiye ayıracak şekilde tam bir kırık yapısında olabilir (28).

1)Tüberkül Çatlağı



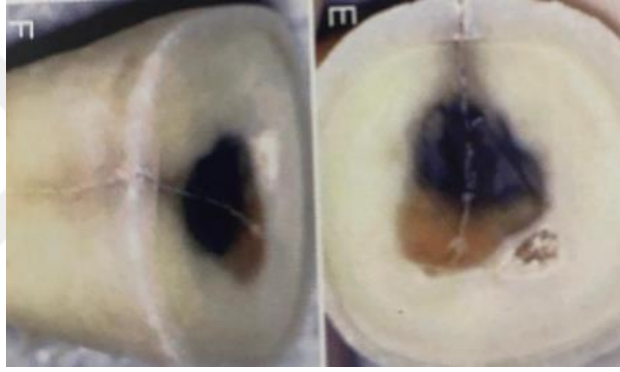
Şekil 2.1. Tüberkül çatlağının transillüminasyon yöntemi ile klinik olarak izlenmesi

2)Tüberkül Kırığı



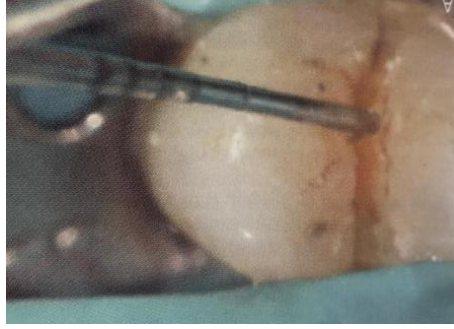
Şekil 2.2. Tüberkül kırığının klinikteki görünümü

3)Çatlak Dişler (cracked tooth): Çatlak bir dişte, mine ve dentinde ve muhtemelen sementte derinliği ve uzantısı bilinmeyen ince bir yüzey bozulması vardır (29).



Şekil 2.3. Derinliği tahmin edilemeyen çatlak bir dişin çekimi ve dekoronize edilmesi sonrasında görülen klinik tablo

4)Ayrık Dişler (split tooth): Amerikan Endodontistler Derneği, ayrık bir dişi şu şekilde tanımlamaktadır: “Bir çatlağın veya dikey kök kırığının ilerlemesi sonucunda kırık kısımların uzunlamasına olarak tamamen birbirinden ayrılmasıdır; bukkal-lingual veya mezial-distal yönde oluşabilir; izole şekilde periodontal defektlere veya sinüs yoluna neden olabilir(29).”



Şekil 2.4. Sondalama veya tüberkülün itilmesi ile ayırık (split) dişin izlenmesi

5)Dikey (Vertikal) Kök Kırığı: AAE Endodontik Terimler Sözlüğü'nde dikey(vertikal) kök kırığı “kökte, kırık kısımların tam olarak birbirinden ayrılmadığı, bukkal-lingual ya da mezial-distal yönde oluşabilen, izole şekilde periodontal defektler veya sinüs yoluna sebep olabilen” uzunlamasına bir kırık olarak tanımlanmaktadır (29).



Şekil 2.5. Vertikal kök kırığının görünümü

2.4.1.1.Vertikal Kök Kırığına Yatkınlık Gösteren Dişler ve Dikey Kök Kırığının Konumu (Yerleşimi)

Dikey kök kırıkları genellikle endodontik tedavi yapılan dişlerde görülür; bunlarda kanal içi post uygulanmış veya uygulanmamış olabilir (30). Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılmaya yatkınlığının artması, esas olarak çürük, travma, restoratif ve endodontik işlemlerden kaynaklanan diş yapısının kümülatif kaybindan kaynaklanmaktadır (31).Dikey kök kırığına en duyarlı bölgeler ve diş grupları; üst ve alt küçük azı dişleri, alt büyük azı dişlerinin mezial kökleri, üst büyük azı dişlerinin meziobukkal kökleri ve alt kesici dişleridir (32). Ancak, bazen dikey kök kırıkları diğer dişlerde ve köklerde görülebilir. Tipik olarak mezio-distal yönde dar ve bukkal-lingual yönde geniş olan bu diş ve köklerde dikey kök kırıkları bukkal-lingual yönde ilerleyebilir (33). Bununla birlikte, dikey kök kırıkları diyagonal(çaprazlama) yönde de ilerleyebilir ve böylece kökün mezial veya distal tarafını etkileyebilir (30) . Dikey

kök kırıkları kökün herhangi bir seviyesinden başlayabilir. Kökün apikal kısmından da başlayabilir ve koronale doğru yayılabilir. Bazı dikey kök kırıkları kökün kronel-servikal kısmından başlar ve apikale doğru uzanır ve bir diğer durumda bir dikey kök kırığı orta kök kırığı şeklinde başlayabilir.

Meister ve ark.(34) göre kök kanal dolgulu dişte VKK'nın prognozu kötüdür . Bu nedenle VKK'nın önlenmesi arzu edilir. Kök dolgusunun sadece yeterli bir sızdırmazlık sağlaması değil aynı zamanda VKK riskini de en aza indirmesi avantajlı olacaktır. Trope ve Ray, Lertchirakarn ve ark.(35,36) göre kök dolgusunun kökü güçlendirme yeteneği bazı çalışmalarda öne sürülmüştür , ancak kök dolgu malzemelerinin gerekli fiziksel özelliklere sahip olmadığı gerekçesiyle tartışılmıştır. Genellikle dikey kök kırıklarının, kök kanalının iç yüzeyindeki bir dentin alanında mikro çatlaklar şeklinde başladığı ve kök dentini tüm kalınlığı boyunca kırılana dek bu mikro çatlakların yavaş yavaş dışarıya doğru yayıldığı düşünülmektedir (24,30). Diğer çalışmalar (4,6,25) mikro çatlakların kökün dış yüzeyinden de başlayabileceğini ve içe doğru yayılabileceğini göstermiştir. Bu nedenle, kök dentinindeki mikro çatlaklar ile dikey kök kırıklarının oluşumu arasındaki ilişkinin daha fazla araştırılması gerekir.

VKK'nı klinik olarak teşhis etmek için mevcut yöntemler arasında aydınlatma, röntgen, periodontal sondalama, boyama, cerrahi keşif, ısırma testi, doğrudan görsel muayene ve dental operasyon mikroskop muayenesi yer alır. Bunların hepsinin başarısı sınırlıdır (37,38). Radyografik görüntüler, yalnızca x-ışını ışınının kırık hattına paralel olması durumunda VKK'nı ortaya çıkarabilir (39) ve bu nedenle çoğu durumda radyografik tanı, periradiküler lezyonun boyutu ve şekli ve konumu (40) gibi diğer bulgulara dayanır. Son zamanlarda bilgisayarlı tomografi ile alternatif tanısal görüntüleme sistemleri önerilmiştir (41,42). Bu sistemler VKK'nı görselleştirebilse de hepsi zararlı iyonize radyasyon kullanır ve VKK'nın tespitinde nispeten düşük hassasiyet sunar (41).

Endodontik tedavi sırasında VKK gelişimine iki faktör katkıda bulunabilir: Birincisi, özellikle kavisli köklere veya oval kanallara sahip dişlerde aşırı kanal preparasyonu (43) ve diş yapısının aşırı çıkarılması, dişin genel olarak zayıflamasına katkıda bulunur ve bu da daha yüksek VKK insidansına sebep olur . İkincisi, dolgu malzemesinin lateral ve vertikal olarak sıkıştırılması sırasında aşırı el baskısı VKK gelişmesine neden olabilir. Bu kırıkların tespiti genellikle tedavi sırasında yapılmaz ve

ancak yıllar sonra kemik kaybı, ilgili dişin veya bölgenin bozulması ve ağrının olması sonucu teşhis edilir (32). Bu nedenle tedavi sırasında kırığın hemen tanımlanması büyük klinik değere sahiptir.

2.4.2.Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırık ve Çatlak Oluşumu İçin Risk Faktörleri(19)

2.4.2.1.Kimyasal Faktörler: Endodontik İrrigantların ve İlaçların Dentin Üzerine Etkileri

Sodyum hipoklorit (NaOCl), endodontik tedavi uygulanırken genellikle kök kanal irrigasyon ajanı olarak kullanılır. %0,5-5,25 konsantrasyonları iki ana amaç için kullanılır ve bu amaçlar pulpa dokusunu eritmek ve bakterileri yok etmektir (44). Çok reaktif bir kimyasal olan sodyum hipoklorit, uzun süre yüksek bir konsantrasyonda uygulandığında, istenen terapötik etkilerinin yanı sıra kök kanal dentini üzerinde istenmeyen etkilere sahiptir. Dentinin fiziksel özelliklerinde oluşan değişiklikler, dentinin inorganik ve organik fazlarındaki değişikliklerden kaynaklanır (45). Dentin ağırlıkça %22 oranında organik maddeden oluştuğu için, NaOCl onu zayıflatabilir (46,47). Dahası, klinisyenler tam ve hızlı dezenfeksiyonu sağlama konusundaki gayretlerinde, sadece irrigantın konsantrasyonunu değil, aynı zamanda hacmi, süresini, akış hızını ve sıcaklığını da değiştirirler. Bu faktörler, sodyum hipokloritin kök kanal dentin substratı üzerindeki zararlı etkisini daha da kötüleştirir. Dentinin yüksek konsantrasyonda sodyum hipoklorite maruz kalmasının, mukavemetini ve esnekliğini azaltacağı varsayılmıştır. %5,25 sodyum hipoklorit grubu için ortalama elastikiyet modülü değerinin (12,9 GNM⁻²) serum fizyolojik kullanılan grubu göre (15,1 GNM⁻²) anlamlı derecede daha az olduğunu gösterilmiştir. %5,25'lik sodyum hipoklorite daldırılan dentin çubukları ağarmış ve dokusu "tebeşir gibi" olduğu görülmüştür. Bu görünüm, diğer iki gruba kıyasla eğilme mukavemeti ve sertlikte önemli bir azalma olduğunu göstermiştir. (48).

Etilendiamintetraasetik asit (EDTA) kök kanal preparasyonundan sonra oluşan smear tabakasını çıkarmak için kullanılan bir endodontik irriganttır. Kullanılan yaygın konsantrasyonları %15–17'dir (49). Kök kanalının EDTA'ya beş dakika maruz bırakılması smear tabakasını çıkarır ve dentin tübüllerini 20-30 mm derinliğe kadar açar. Calt & Serper (50) tarafından yapılan bir çalışmada, dentin 10 mL %17 EDTA ile

1 ve 10 dakika boyunca yıkanmıştır. Daha sonra 10 mL %5 sodyum hipoklorit irrigasyonu yapılmıştır.

1 dakikalık EDTA irrigasyonunun smear tabakasını çıkarmada etkili olduğu kanıtlanırken, 10 dakikalık EDTA irrigasyonu grubunda aşırı peritübüler ve intertübüler dentin erozyonu görülmüştür. Başka bir çalışmada, her biri 15 dakika boyunca %5,25 NaOCl, %2,5 NaOCl, %3 H₂O₂ (Hidrojen peroksit), %17 EDTA ve %0,2 klorheksidin glukonat ile irrigasyon yapılan kök kanal dentininin Vickers mikro sertliği incelenmiştir ve bu çalışma sonucunda klorheksidin hariç, tüm irrigasyonların dentin yüzey sertliğini azalttığı bulunmuştur. Çoğu klinisyen asidin dentin üzerindeki etkilerinin farkında olsa da EDTA'nın dentin yüzeyi üzerindeki etkileri daha az anlaşılmıştır. İntrafibriler minerallerin dentinin elastik modülüne ve sertliğine önemli ölçüde katkıda bulunduğu belirtilmiştir (51). Bu çalışmalar, EDTA'nın dentin substratı üzerinde derin etkileri olduğunu doğrulamaktadır. EDTA ve sodyum hipoklorit birlikte kullanıldığında ne olur diye sorgulandığında; sodyum hipoklorit irrigasyonunu takiben %17 EDTA irrigasyonu, dentinde tübüler açıklıklarının artmasına, intertübüler dentin yıkımına ve dentin mikro sertliğinin azalmasına neden olduğu bulunmuştur (52).

2.4.2.2. Mikrobiyal Faktörler: Bakteri-Dentin Etkileşiminin Etkileri

Birçok kimyasal işlem biyolojik substratları değiştirebilir ve bunların bakteriyel yapılmaya uygun hale gelip bozulmaya karşı hassas hale getirilmesine sebep olabilir. *Actinobacillus actinomycetemcomitans* ve *Eubacterium saburreum* hariç, test edilen tüm bakteri suşlarının protein substratını parçalayabildiği bulunmuştur. *Bacteroides gingivalis* (*Porphyromonas gingivalis*), etilen oksit kullanılarak sterilize edilmiş bir protein substratını bile parçalayabilmektedir. Çalışmalar, kolajenolitik aktivitenin hem spesifik bir kolajenazın hem de spesifik olmayan proteazların veya sadece spesifik olmayan proteazların birleşik aktivitelerinin sonucu olabileceğini göstermiştir, ancak ikinci durumda, kolajeni hidrolize etmek için gereken süre spesifik bir kolajenazdan on kat daha uzun olabilir (53). Mikrop kaynaklı kolajen bozulması veya modifikasyonu, dentinin mukavemeti ve tokluğu gibi mekanik özelliklerin bozulmasına ve restorasyonun ve sement dentin arayüzünün zayıflamasına neden olabilir. Bakteri kaynaklı kolajenolitik aktivite, çatlak ucundaki kimyasal bağları kırabilir ve çatlağın dentin substratı boyunca yayılmasına yardımcı olabilir.

Bakteriyel kolonizasyonun ve bakteriyel enzimlerin ve konak kaynaklı matris metalloproteinazlarının salınımının, klinik işlevden sonra kök dentindeki kolajen fibrillerinin bozulmasına katkıda bulunabileceği ileri sürülmektedir (54).

Kolajen mikro yapısının dentindeki sertleşme mekanizmalarına önemli katkısı göz önüne alındığında, endodontik tedavi görmüş dişlerde bakteri kaynaklı kolajen substratının bozulmasının kırık eğiliminin önemli bir nedeni olabileceği düşünülmektedir (54).

2.4.2.3. Dentin Faktörleri: Diş Yapısal Kaybının Etkileri

Dentin, karbonat bakımından zengin, kalsiyumdan yoksun apatit biçimindeki yaklaşık %50 mineralden oluşur; %30 oranında veya büyük ölçüde tip I kolajen olan organik madde ve yaklaşık %20 sudan oluşur (55).

Dentin dokusunun kanalcıklı yapısı; bu dokuyu, diğer diş sert dokularından ayıran en belirgin özelliğdir. Dentin kanalcıkları; iyi mineralize olmuş peritubuler (intratubuler) dentin ile çevrilidir. Kanalcıklar arası bölgeyi ise, dentin dokusunun büyük kısmını oluşturan intertubuler dentin doldurur. Dentin dokusu, mineden daha az, sement ve kemikten daha fazla mineralize bir dokudur. Dolayısıyla dokuların mineralizasyon düzeyine bağlı olarak dentin dokusu, mine dokusundan çok daha yumuşaktır, sement ve kemik dokularından daha serttir. Dentinin sertliği; mine sertliğinin yaklaşık 1/50'i kadardır. Dentin- mine birleşimine yakın bölgedeki dentinin sertliği, pulpaya komşu bölgedeki dentinin sertliğinden yaklaşık üç kat daha fazladır.

Diş sert dokusundaki sertliğin ana belirleyicisi dokudaki mineral konsantrasyonudur. Mineralizasyon sırasında, giderek daha fazla mineral bileşen suyun yerini aldığı anda, sert doku daha sert hale gelir (56). Yüksek mineralizasyon seviyelerinin yüksek elastik modül ve statik dayanım değerleri ile sonuçlandığı, aynı zamanda düşük gerinim enerjisi değerleri ile sonuçlandığı görülmektedir. Düşük bir gerinim enerjisi değeri, yüksek mineralli dokuyu daha kırılğan hale getirir (57).

Tokluk ve/veya artan gerilme enerjisi, organik fraksiyon, özellikle dentin içindeki kolajen tarafından sağlanır (51). Dentindeki kolajen substratının mineralizasyon derecesi, konuma göre sürekli olarak değişir ve mineralizasyondaki bu gradyanın, genel diş yapısının işlevselliğini optimize ettiğine inanılmaktadır (58).

Kolajen yapısal bir proteindir ve bu materyalin mekanik özellikleri, genel kimyası veya morfolojisinden ziyade moleküler mekanizmalarla yakından ilişkilidir. Kuru kollajen kırılgan ve serttir, elastik modülü yaklaşık 6 GPa'dır. Su ilavesi kolajeni aşamalı olarak yumuşatır(57).

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde, hidrofilik pulpa dokusu çıkarılır. Kök kanal lümeni ve dentin tübülleri kök kanal obturasyonundan önce dezenfekte edilir ve susuzlaştırılır. Su açısından zengin pulpa dokularının kaybı ve dentin yüzeyinden, gözeneklerden, dentin tübüllerinden gelen serbest suyun kaybı, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin mekanik bütünlüğünün azalmasına katkıda bulunabilir (59). Hidratlanmış dentin kütlesinde, dış ve iç bölge lateral yönde tutarlı gerilmeler göstermiştir. Bu, fizyolojik sınırlar içinde streteki artışla önemli ölçüde değişmemiştir. Susuzlaştırılmış dentin kütlesinde ise, dış ve iç dentin arasındaki lateral gerilmelerdeki fark belirgin olduğu görülmüştür (59). Daha önceki deneylerde dehidratasyona tabi tutulan kısıtlanmamış dentin kütlesinde büzülme ve sıkıştırma gerilmeleri göstermiştir. Dehidratasyondan kaynaklanan dış dentindeki oluşan gerilme, uygulanan stresle önemli ölçüde artış göstermiştir (60). Dentin tübüllerinden ve pulpa boşluğundan su kaybı anlamına gelen dehidratasyon, su kaynaklı etkilerin kaybolmasına sebep olur ve bunun sonucunda dentinin artan sertlik ve düşük plastisite gösterdiği bulunmuştur (61). Dahası, tamamen hidratlanmış dentin materyalinin, dehidratlı dentinden önemli ölçüde daha yüksek çatlak başlatma dayanıklılığı ve çatlak büyüme dayanıklılığı gösterdiği de gösterilmiştir (60,62). Dentinin mekanik özelliklerindeki yukarıdaki değişiklikler, biyomekanik tepkideki çeşitlilikle birlikte, endodontik olarak tedavi edilen dişin kırılmaya yatkın hale gelmesine neden olur (63).

2.4.2.4.Restoratif Faktörler: Post ve Core Restorasyonların Etkileri

Diş kırıklarının en yaygın iatrojenik nedenleri tedavi prosedürleri sırasında dişin yapısal kaybı ve restoratif prosedürlerin kalan diş yapısı üzerindeki etkilerine bağlı olarak ortaya çıkar (64).Önceki araştırmalar, bir dişin mukavemetinin kalan diş yapısı miktarıyla doğrudan ilişkili olduğunu ileri sürmüştür. Bu nedenle, diş yapısının korunmasının yapısal olarak tehlikeye atılmış endodontik tedavili dişlerin başarılı bir şekilde yönetimi için çok önemli olduğu kabul edilmiştir. Ne yazık ki, giriş kavitesinin hazırlanması kendi başına pulpa odasının tavanı tarafından sağlanan mekanik bütünlüğü tehlikeye atar ve dişin fonksiyon sırasında daha fazla esnemesine izin verir (33). Ağır obturasyon kuvvetleri ve ağır apikal kuvvetler (örn. lateral yoğunlaşma) üreten obturasyon teknikleri diş kırığına neden olabilir (64). Endodontik olarak tedavi edilen dişin sağkalımı için en temel bileşen ferrül etkisidir. Endodontik olarak tedavi edilmiş ve yeterli ferrül etkisi olmayan restore edilmiş dişlerde kök kırıklarının yaygın olduğu bulunmuştur(65).

Aktif, dişli postlar en yüksek retansiyona sahiptir; ancak, dişlerin dentinin içine girmesi nedeniyle, dişli postlar kök dentininde streslere neden olabilir. Bu, çatlak başlangıcına yol açabilir ve daha sonra kök kırılmasına neden olabilir. Anatomik konum, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma eğilimini etkiler. Endodontik giriş kavitesinin ötesinde daha fazla diş yapısı kaybetmemiş sağlam pulpasız ön dişler, kırılma açısından minimum risk altındadır. Ancak, arka dişler çiğneme sırasında ön dişlerden daha fazla oklüzal yük taşır ve bu dişleri kırılmaya karşı korumak için yeterli restorasyonlar planlanmalıdır. Kökler genellikle dar ve/veya eğik olduğundan, arka dişlerde postlardan kaçınılması gerektiği öne sürülmüştür. Ayrıca post boşluğu hazırlığı kök perforasyonuna yol açabilir. Postu yerleştirmek için radiküler dentinin çıkarılması dişi daha da zayıflatacak ve kırılmaya sebep olabilecektir (19).

2.4.2.5.Yaş faktörleri: Yaş Değişikliklerinin Dentin Üzerindeki Etkileri

Normal dentinin sklerotik dentini oluşturmak üzere değişmesi yaşa bağlı yaygın bir süreçtir. Fizyolojik şeffaf sklerotik dentinin travma veya çürük atağı olmadan yaşlanmanın doğal bir sonucu olarak oluştuğu görülürken, patolojik şeffaf dentinin genellikle çürüklerin altında olduğu görülür (66). Sklerotik dentinin elastik özellikleri normal dentinden önemli ölçüde farklı değildir. Bununla birlikte, sklerotik dentinin aksine, kırılmadan önce neredeyse hiç akma (plastik gerilme) göstermez.

Sklerotik dentindeki kırılma tokluğu normal dentinden yaklaşık %20 daha düşüktür ve stres-gerinim tepkisi kırılma davranışının karakteristiğidir (67). Ayrıca, yaşlı dentinin çekme yorulma mukavemetinin genç dentine kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir (60). Bu nedenle, yaşlı bireylerde restoratif prosedürler, dentin dokusunun azalan kırılma tokluğuna uyum sağlamak için değişiklik gerektirebilir. Sklerotik dentindeki azalan kırılma tokluğunun nedenlerini saymak gerekirse; bir neden, normal dentine kıyasla azalan su içeriğinin varlığıdır. Önerilen bir diğer teori, tübüller içindeki mineral birikiminin oradaki mikro çatlak oluşum eğilimini azaltmasıdır. Ana çatlak ucunun önünde önemli bir mikro çatlak nükleasyonunun olmaması durumunda, çatlamamış bağların oluşma olasılığı daha düşüktür ve bu da dentinin kırılma tokluğunu düşürür (67). Farklı dentinde çatlak yayılmasını incelemek için yürütülen deneyler, yaşlı ve dehidrate dentinde yorgunluk çatlağı büyümesinin genç ve dehidrate dentinden daha hızlı meydana geldiğini göstermiştir. Eşdeğer çatlak itici kuvvetleri için, eski dentindeki yorgunluk çatlağı büyümesi genç dehidrate dentindekinden 100 kat daha fazla bir oranda meydana gelmiştir. Dehidratasyon, büyüme oranında da yaklaşık 100 kat artışa neden olmuştur. Kırık yüzeyinin SEM incelemesi, genç dehidrate dentinde pürüzlü bir yüzey topografisi göstermiştir. Genç dehidrate dentinde ayrıca peritübüler dentin manşet çekilmesinin karakteristik kanıtı vardır. Yaşlı dentinin kırık yüzeyleri, peritübüler manşet çekilmesine dair kanıt göstermemiştir ve bu oldukça nadirdir. Yaşlı dentinin kırık yüzeyi pürüzsüz olduğu görülmüştür. Peritübüler dentin manşetlerinin genç hidratlı dentinde çatlak uzaması sırasında enerji dağılımına katkıda bulunduğu öne sürülmektedir.

Ayrıca, dentinin mineral içeriğindeki yaşlanmayla birlikte artış veya çözünme ve çökelmeyle mineralin yeniden dağıtılması, intertübüler ve peritübüler dentin bileşenleri arasındaki kohezyonda artışa neden olabilir ve böylece çatlak büyümesiyle göreceli arayüz kaymasını azaltabilir (68).

Çapraz bağlama gibi yaşa bağlı kolajen değişikliklerinin de mineralize dokulardaki mukavemet gibi mekanik özelliklerin bozulmasına neden olduğu öne sürülmüştür (69).

2.4.2.6. Kök Kanal Dolumu ile İlgili Risk Faktörleri

Gutta-perkanın lateral kondenzasyonu kök kanal sistemini doldurmak için yaygın olarak kullanılır ve daha önce VKK riskinin artmasıyla ilişkili olduğu bildirilmiştir (23,34). Yayıcı tasarımı ve uygulanan kuvvetler, lateral sıkıştırma sırasında VKK'nın ortaya çıkmasına katkıda bulunan faktörler olarak gösterilmiştir (70,71). Ancak, laboratuvar stres dağılımı çalışmaları tutarlı bir şekilde lateral sıkıştırma sırasında uygulanan basıncın VKK'a neden olmak için yetersiz olduğu sonucuna varmaktadır (72,73). Bu nedenle, lateral sıkıştırmanın VKK'a neden olup olamayacağı belirsizliğini korumaktadır.

2.4.2.7. Diş Anatomisi ile İlgili Risk Faktörleri

Köklerin yaklaşık %25'i uzun, oval kanallara sahipken, diğer %75'i nispeten yuvarlak kanallara sahiptir (74). Oval kanallardaki preparasyon genellikle bukkal ve lingual girintileri içermez (75). Bu nedenle, dentin yalnızca mezial ve distal kanal duvarlarından çıkarılır. Ancak yuvarlak kanallarda dentin her yöne doğru çıkarılır. Yuvarlak kanal köklerinde, oval kanal köklerinden daha fazla dentin çıkarılmış olabilir.

Yapılan bir çalışmada alt premolarlar ile kanin dişlerin preparasyon yapılarak ve yapılmadan köklerin kırılma dayanımı karşılaştırılmıştır. Kırılma dayanımları azdan çoğa doğru sıralayacak olursak; preparasyon yapılmış alt premolar, preparasyon yapılmış kanin, preparasyon yapılmamış kanin, preparasyon yapılmamış alt premolar olarak sıralanabilir. Bu çalışma sonucunda preparasyon yapılmış alt premolar dişin kırılma dayanımı en az olduğu bulunmuştur (76).

Çiğneme sırasında alt çene premolarlarındaki oklüzal yük, köpek dişlerindeki yükten üç kat daha fazladır (77). Rosen ve ark.(78) bir in vitro çalışmada kökün mesio-distal çapı ne kadar küçükse kırık insidansının o kadar fazla olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle, alt çene premolarlarının önemli ölçüde zayıflaması, nispeten küçük mesio-distal kök çaplarıyla açıklanabilir (74).

2.4.2.8. Kök Kanal Preparasyonu ile İlgili Risk Faktörleri

Biyomekanik hazırlık sırasında, aletlerin dentin duvarları ile teması sonucu kanal şekillendirilir. Bu temaslar dentinde birçok anlık stres yoğunlaşmasına neden olur. Bu tür stres konsantrasyonları dentin kusurlarına, mikro çatlaklara veya çatlak çizgilerine neden olabilir (22,23). Bunlar da artan VKK duyarlılığı ile ilişkilendirilmiştir çünkü kök kanalının doldurulması, kanal tedavisinin yenilenmesi ve tekrarlanan oklüzal kuvvetlerden kaynaklanan stresler, bu defektlerin ucunda katlanarak artabilir ve çatlakları başlatabilir veya çatlaklara doğru ilerleyebilir (23,32).

Enfekte doku, bakteri, smear tabakası, nekrotik ve yumuşamış dentin gibi enfekte yapıların kök kanal sisteminden uzaklaştırılması kök kanal tedavisinde çok önemli bir adımdır (79). Ancak kanal preparasyonu işlemi sırasında aşırı dentin çıkarılması, şerit perforasyonu ve dikey kök kırılması gibi diş sorunlarına neden olabilir. Kök kırıklarının, özellikle dikey kök kırıklarının önlenmesinde en önemli bileşen, kalan dentin kalınlığının miktarıdır (80). Şekillendirme sırasında köke zarar vermeyecek şekilde önceden belirlenmiş sınırlara kadar dentinin uzaklaştırılması için, mekanik enstrümantasyon kısıtlamaları, kalan dentin kalınlığına göre belirlenir (81). Kökün çevresel dentin duvar kalınlığı önemlidir çünkü dişin yanal kuvvetlere dayanma ve kırılmayı önleme kapasitesi üzerinde doğrudan etkisi vardır (82). Kanal tedavisi sonrasında halen mevcut olan dentin miktarı, kökün ne kadar sert olduğuyla doğrudan ilişkilidir. Kırılmaya eğilimli diş, yetersiz dentin içeren diştir (65). İntrarakiküler operasyonları takiben kök kırılmasını önlemek için, tüm kök duvarları boyunca en az 1 mm kök dentinine sahip olmalıdır (83).Adorno ve ark(84), kök kanal preparasyonunun tek başına kökleri önemli ölçüde zayıflattığını ve apikal kök çatlakları oluşturmuş olabileceğini bildirmiştir. Bier ve ark.(25) bazı piyasa markalarıyla kök dentinde NiTi enstrümantasyonundan sonra çatlak çizgileri ve kısmi çatlaklar bildirdi.

Shemesh ve ark(85), kanal preparasyonunun kırıklar, çatlak çizgileri ve tamamlanmamış çatlaklar gibi önemli dentin kusurları oluşturduğunu bildirmiştir. Bier ve ark(25) ayrıca döner NiTi eğeleri kullanılarak yapılan kanal preparasyonunun el eğelerine göre önemli ölçüde daha fazla dentin kusuru oluşturduğunu ve bunu döner sistemlerin önemli ölçüde daha fazla dönüş sayısına bağlamıştır. Ancak, farklı ege tasarımlarında defektlerin kapsamında bir fark olduğu görülmüştür. Preparasyon

sırasında kökte daha yüksek streslerin dentin defektlerini artırması ve dolayısıyla VKK risklerini artırması beklenebilir. Temas stres seviyeleri, kesitsel ve uzunlamasına tasarımları tarafından belirlenen eğelerin mekanik davranışı tarafından belirlenir (86,87). Burklein ve ark.(88) nın yaptığı çalışma sonucu, tam hazırlık için yalnızca tek bir alet kullanıldığında, tam sıralı sistemlerin kullanıldığı kanal preparasyonuna kıyasla mekanik enstrümantasyon sırasında daha fazla stres oluşacağını belirtmiştir. Bu nedenle, tek eğe sistemleri kullanıldığında tam sıralı döner sistemler kullanılarak yapılan preparasyonlara göre dentin kusurlarının görülme sıklığının artabileceği sonucuna varılabilir. Ni Ti çekirdek çapı, kesit şekli, eğim açısı ve kanal derinliği gibi tasarım özellikleri bakımından farklılık gösteren çeşitli eğe sistemleri, eğenin davranışını ve dolayısıyla çatlak oluşumunu etkileyebilir (4,6).

2.5. Nikel Titanyum Eğeler

Aletlerin etkinliğini daha da artırmak ve kanal hazırlığını kolaylaştırmak için çeşitli mekanik cihazlar ve teknikler geliştirilmiştir. Kök kanal enstrümantasyonu için kullanılan cihazlar ve teknikler manuel veya makine destekli olarak sınıflandırılabilir. Makine destekli endodontik cihazların kullanımı daha kolay ve daha hızlı preparasyona olanak tanır (89). Son yıllarda, çeşitli üreticiler tarafından birçok yeni NiTi döner cihaz geliştirilmiş ve tanıtılmıştır. Elle çalıştırılan tekniklerden motorla çalıştırılan tekniklere geçiş, bir dizi yeni özelliğe sahip nikel-titanyumdan döner aletlerin üretilmesiyle kolaylaştırılmıştır (90,91). Döner NiTi aletlerinin, geleneksel paslanmaz çelik aletlere göre daha az prosedür hatasıyla kök kanallarının hazırlanmasına olanak sağladığına inanılmaktadır (92,93).Aslında, NiTi döner aletlerle hazırlanan kanallar daha fazla temizlik, daha iyi şekillendirme yeteneği ve daha az kanal düzleştirme, apikal taşıma ve perforasyon gösterdiği görülmüştür (94,95). Çoğu klinisyen, zamandan tasarruf (96) ve daha iyi kesme verimliliği (97) gibi avantajları nedeniyle bu sistemleri tercih etmektedir. Bununla birlikte, NiTi döner sistemlerinin temizleme kabiliyeti, artan stres ve oval kanalların yeterince hazırlanamaması gibi bazı işlevleri hala tartışmalıdır. Ek olarak, Kim ve ark. (6) NiTi aletlerinin tasarımı ile vertikal kök kırıklarının insidansı arasında potansiyel bir ilişki bulmuşlardır. Eğe tasarımının kök kanal enstrümantasyonu sırasında apikal stres ve gerinim konsantrasyonlarını etkilediği sonucuna vardılar.

2.5.1. Nikel Titanyum Alaşımlarının Temel Özellikleri

Kök kanal tedavisinde kullanılan nikel-titanyum alaşımlarının çoğunun kimyasal bileşimi yaklaşık %56(ağırlık) nikel(Ni) ve %44(ağırlık) titanyum(Ti) içerir (91).

Ni-Ti dört özelliği ile diğer alaşımlardan ayrılır (98):

1. Küçük elastiklik modülü (35 KN/mm²)
2. Çok yüksek defleksiyon kabiliyeti (%4-8)
3. Şekil hafızası etkisi (Memory-Effect)
4. Pseudoelastiklik (Süper Elastiklik)

NiTi alaşımları üç mikroyapısal aşama içerir (91,99):

1)Östenitik faz: Yüksek sıcaklık fazı veya ana faz olarak da adlandırılır. NiTi alaşımı oda sıcaklığında bu aşamadır (100). Östenitik faz, elastik bir davranışa sahip olması veya malzemenin deformasyona neden olan kuvveti verdikten sonra başlangıç durumunu geri kazanma yeteneği ile karakterize edilir.

2)Martensitik faz: Düşük sıcaklık fazı olarak da adlandırılır çünkü Ni Ti alaşımı sıcaklık düşük olduğunda bu fazdadır (100). Martensitik faz plastik bir davranışa sahip olmasıyla karakterize edilir, yani deformasyona neden olan kuvvetin kesilmesinden sonra alaşım söz konusu deformasyonu sürdürür (100).

3)R fazı veya martensitik öncesi faz: Bu fazdaki atomların dizilişi eşkenar dörtgen şeklindedir (100–102). R fazının esneklik modülü ostenit ve martensit fazlarından daha az olduğundan, bu alaşımla yapılan bir alet geleneksel bir Ni Ti'den daha esnek olacaktır (103).

Ni- Ti alaşımının martensitten ostenit fazına dönüşme yeteneği (ve tersi) şekil hafıza etkisinin temelini oluşturur. Sıcaklık, dönüşüm sıcaklığının altında kaldığı sürece, metal verildiği şekilde kalır. Sıcaklık, dönüşüm sıcaklığını geçtiği anda ilk şeklini alır. Böylece madde asıl şeklini 'hatırlar'. Pseudo veya süper elastiklik, maddenin belli oranlarda belirgin bir kuvvet değişikliği olmaksızın geri dönüşümlü olarak şekil değiştirmesidir. Titanyum içeren kanal aletlerinin çelik aletlere kıyasla

oldukça yüksek fleksibiliteleri nedeniyle eğri kanalların genişletilmesinde kullanılmalarının daha uygun olabileceği öne sürülmüştür. Ni- Ti alaşımlı aletlerin konvansiyonel olanlara göre kesme etkinliği belirgin oranda daha azdır (98).

2.5.2. Nikel Titanyum Eğelerin Tasarım Özellikleri

NiTi eğelerin tasarım özellikleri şekil 2.6' da görülmektedir.

1. KONİKLİK: Aletin ucundan itibaren çalışan kısmı boyunca çapının her mm'deki artış miktarı koniklik açısı (taper) olarak adlandırılır. Günümüzde farklı büyüklüklerde, sabit ya da değişken koniklik açısı bulunan sisitemler mevcuttur (104). Yapılan bir çalışmada Ni-Ti K tipi el eğeleri ve Ni- Ti endomotor eğelerinin dentin çatlağı açısından karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. El eğeleri ile yapılan preparasyonda herhangi bir çatlağa rastlanmazken, endomotor eğeleri ile yapılan preparasyonda çatlağa rastlanmıştır. Bunun sebebi 2 noktaya bağlanmıştır: 1) el eğesi ile yapılan preparasyonda sürekli dönme hareketinden kaçınılması ,2)el eğelerinin konikliğinin daha düşük olması olarak sayılabilir (105).

2. ÇAP: Bir dairenin iki noktasını (bu durumda eğenin kesiti) birleştiren düz bir çizgidir. Bu, konikliğe bağlı olarak tüm eğenin uzunluğu boyunca değişiklik gösterebilir (106). Yapılan bir çalışmada bir cihazda üretilen tork değerleri ile ege çapı arasında doğrudan bir ilişki olduğu bulunmuştur (107).

3. KESİT: Eğenin boylamasına eksene dik olarak kesildiğinde ortaya çıkardığı geometrik şekil, eğenin kütle miktarını belirler. Ni-Ti ege sistemlerinde üçgen konveks, S şekilli, dikdörtgen, dörtgen, paralelogram gibi simetrik ya da asimetric çok çeşitli yatay kesit şekilleri vardır. Tek bir kesit şekli olduğu gibi tek bir sistemi oluşturan aletlerin birbirinden farklı kesitlere sahip olduğu sistemler ve aynı alet üzerinde birden fazla kesit şekli bulunduran sistemler de bulunmaktadır (104).Yapılan bir çalışmada eğelerin farklı kesitlerinin cihazda tork artışına sebep olabileceği bulunmuştur (107).Yapılan bir diğer çalışmada preparasyon sonucu oluşan dentin defektlerinin sebeplerinden birinin eğenin kesitiyle ilişkili olabileceği söylenmiştir (4).

4. KENAR (Edge) : Eğenin iki oluşunun birleşim yeri olan ve dentin ile temas eden kısmı olarak tanımlanır (106).

5. RADYAL ALAN: Radyal alanlar, eğenin kanala vidalanma eğilimini azaltmak, kanalın taşınmasını azaltmak ve kesme derinliğini sınırlamak için

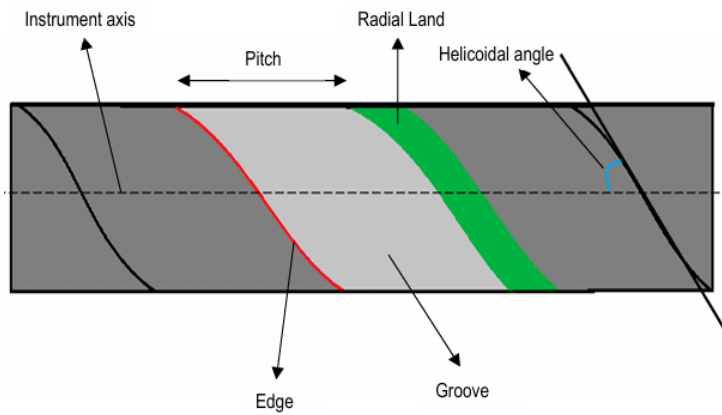
tasarlanmıştır. Bu tasarım, eğenin kesilmek yerine aşınmasına neden olur ve çalışırken etkili olabilmek için daha fazla tork ve daha fazla zaman gerektirir (106).

6. OLUKLAR VEYA YİVLER (Grooves, Flutes): Eğenin, kanal duvarından çıkarılan doku ve dentin parçacıklarını toplamak için kullanılan kısmıdır. Eğenin kesme verimliliğindeki rolü önemlidir; büyük oluklar, küçük oluklara göre daha fazla kesmeye izin verir çünkü dolmaları daha uzun sürer(106).

7. HELİKS AÇISI: Kesici kenarın eğenin boyuna eksenine ile oluşturduğu açıdır. Döndürerek veya çekerek eğenin kesmesinden ve oluklarda biriken döküntülerin taşınmasından sorumludur. Eğenin vidalanma derecesini etkileyen bu açı sabit veya değişken olabilir, dolayısıyla aletin torsiyonu açısından belirleyicidir (106).

8. RAKE AÇISI: Kesitte eğenin kesici kenarı ile yarıçapının oluşturduğu açıdır. Ön kenar ile kesilecek yüzeyin oluşturduğu açı genişse eğim açısının pozitif veya eğenin kesici olduğu söylenir. Ön kenar ile kesilecek yüzeyin oluşturduğu açı dar ise eğim açısının negatif veya eğenin kazıyıcı olduğu söylenir (106).

9. BASAMAK(Pitch): Eğenin kesici kenarının tekrarlanmadığı ilgili noktalar arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Basamak (pitch) ne kadar küçükse, eğede o kadar çok spiral bulunur ve heliks açısı o kadar büyüktür. Basamak ne kadar küçük olursa, eğe o kadar az spirale sahip olur ve heliks açısı da o kadar küçük olur (106).



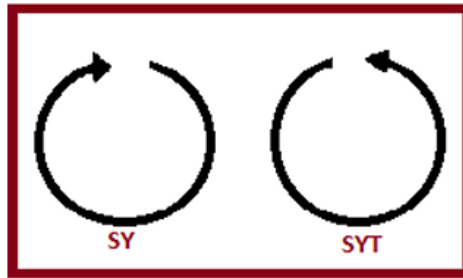
Şekil 2.6. Ni Ti eğelerin bölümleri

2.5.3. Nikel Titanyum Eğe Sistemlerinin Hareket eşitleri

2.5.3.1. Rotasyon Hareketi

Eğenin kanal içerisinde 360° donerek tam turun tamamlandığı hareket tipidir. Rotasyon hareketinin şematize edilmesi şekil 2.7.'de gorlmektedir. Hulsmann ve ark. (2), doner enstrumantasyona ilk referans, bir diş el aletine takılabilen dikdortgen kesitli ince iğneler kullanan Oltramare (108) tarafından yapılmıştır. Rollins, 100 rpm'de özel olarak tasarlanmış iğnelerle kullanılan kok kanal enstrumantasyonu için ilk endodontik el aletini geliştirdi (106). Yapılan bir çalışmada yeni bir donme hareketi tur olan asimetrik donme hareketi tanıtılmıştır (109). Asimetrik donme hareketi (eğenin aktif kısmı boyunca hareket eden hareket dalgaları), endodontik motorlarla ilgili olmadan merkezi olmayan bir kesite sahip olmak da dahil olmak üzere eğenin tasarım özellikleri tarafından üretilir.

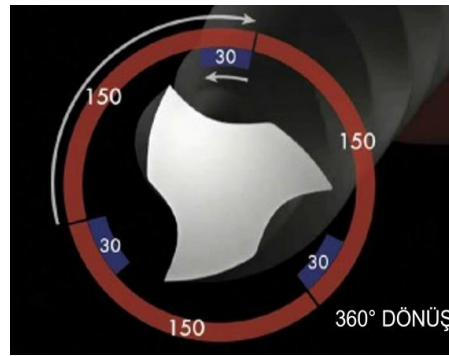
Yapılan bir çalışmada ProTaper Universal ve ProTaper Next aletlerini kok kanal hazırlığı sırasındaki maksimum tork ve kuvvet açısından karşılaştırılması sonucunda ProTaper Next cihazlarının maksimum torkunda daha fazla tutarlılık olduğu bulunmuştur. Bu sonucun nedeni ProTaper Next eğe sistemi ile dentin arasındaki asimetrik temasın bir sonucu olarak açıklamıştır. Enstrumantasyon sırasında oluşan kuvvetler, artan kok kırığı riskiyle ilişkilendirilmiştir (6). ProTaper Next aletlerinin, ProTaper Universal aletleriyle karşılaştırıldığında daha az dentin atlmasına neden olma eğiliminde olduğu gösterilmiştir (110).



şekil 2.7. Saat yönünde ve saat yönü tersinde rotasyon hareketinin şematize edilmesi

2.5.3.2. Resiprokasyon Hareketi

Yared (111) ilk kez 2008 yılında tek bir ileri geri hareket eden NiTi aletini kullanarak yeni bir yaklaşım önermiştir. İki yıl sonra De-Deus ve ark. (112), Yared prensibine dayanarak, Protaper Universal F2 aletlerinin döngüsel yorulmaya karşı direncini, bunları 250 ve 400 rpm resiprokasyon hareketi ve sürekli rotasyon hareketiyle kullanarak analiz etti. Resiprokasyon hareketinin aletlerin ömrünü uzattığı ve bunların kullanılma hızının kırılma süresinde belirleyici bir faktör olduğu sonucuna varılmıştır. İlk olarak piyasaya iki resiprokasyon sistemi sunuldu: Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer) ege sistemleri olarak. Bu aletlerin temel farkı, saat yönünün tersine kesme yönüne sahip olmaları, dolayısıyla saat yönünün tersine dönüş, saat yönüne göre daha büyük olduğunda aktif olarak kesme yapmalarıdır (113). Bunun nedeni, kanal duvarlarıyla kesme açısının negatif olduğu ve ege saat yönünün tersine döndürüldüğünde pozitif hale geldiği kesitsel tasarımıdır. Bununla birlikte, bu aletler dışındaki tüm aletler saat yönünde kesecek şekilde tasarlanmıştır, yani pozitif kesme açısına sahiptir. Bu nedenle sürekli saat yönünde dönüş için tasarlanan tüm aletler, bu harekette saat yönünde dönüş saat yönünün tersine hareketten daha geniş olduğu sürece resiprokasyon hareketiyle de çalışabilir. Resiprokasyon hareketinin şematize edilmesi şekil 2.8’ de görülmektedir.



Şekil 2.8. Saat yönü ve saat yönünün tersinde eşit olmayan açılarda dönüş yapan resiprokasyon hareketinin şematize edilmesi

2.5.3.3. Adaptif Hareket

2013 yılında Sybron Endo (Elements) tarafından hem rotasyon hem de resiprokasyon hareketlerinin avantajlarını birleştirmeyi amaçlayan yeni bir endodontik motor piyasaya sürüldü. Alet stres altında olmadığına (veya minimum düzeyde olduğunda), hareket, saat yönünde 600°'lik bir dönüş, bir durma ve ardından saat yönü tersinde bir yeniden başlatma olarak tanımlanabilir. Alet dentine veya kök kanal dolgusuna temas ettiğinde artan stres nedeniyle aletin hareketi resiprokasyon hareketine döner. Karşılıklı açılar sabit değildir ve motor, kanal içi strese bağlı olarak saat yönü/saat yönü tersi açılarını 600/0° ile 370/50° arasında değiştirir (113).

2.5.3.4. Rotasyon ve Resiprokasyon Sistemleri ile Yapılan Preparasyon Sonucunda Oluşan Dentin Çatlağı Karşılaştırılması

Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, her iki eğe sistemiyle kanal hazırlığı sonrasında dentin anormalliklerini değerlendirmek için çekilmiş insan alt santral kesici dişleri kullanılmıştır. Araştırmaya göre, kullanılan sistemlerin tümü dentin defektlerine katkıda bulunmuştur. Tam sıralı rotasyon hareket yapan sistemlerle karşılaştırıldığında resiprokal hareket yapan eğe sistemlerde, daha fazla tamamlanmış çatlaklara sahip olduğu görülmüştür (88).

Resiprokasyon hareket yapan aletlerin aletlerin çatlak oluşumu üzerindeki etkisine ilişkin çelişkili sonuçlar vardır. Burklein ve ark.(88) tarafından yapılan bir çalışmada, resiprokasyon hareket yapan aletler, tam sıralı döner sistemlere göre daha fazla dentin çatlağı ile ilişkilendirilmiştir. Ancak Liu ve ark.(114), Reciproc aletlerinin, tam sıralı döner aletlere (ProTaper Universal) veya tek eğeli döner aletlere (OneShape) kıyasla daha az çatlamaya neden olduğunu göstermiştir. Benzer şekilde, Ashwinkumar ve ark.(105)'nin yaptığı çalışma sonucu , WaveOne enstrümanlarının tam sıralı döner (ProTaper Universal) enstrümandan daha az çatlağa neden olduğu bulunmuştur.

Yapılan bir çalışma ATR Technika motorunun resiprokal hareketi ile tek ProTaper F2 eğelerinin kullanımı ve rotasyon hareketi ile tam seri Protaper eğe sisteminin kullanımını karşılaştırdı. Yazarlar, tek eğe ile resiprokal hareketin daha az çatlağa neden olduğu sonucuna varmışlardır (115). Bununla birlikte, farklı sayıda

aletin kullanılması çatlak oluşumunu etkileyebileceği düşünülmüştür. Abou El Nasr ve Abd El Kader (116)nin yaptığı bir çalışmada, rotasyon ve resiprokasyon hareketi altında tek ProTaper F2 eğesi ile preparasyon yapıldıktan sonra oval köklerde çatlak oluşumu ve kırılma direnci değerlendirilmiştir ve tek olarak F2 eğenin farklı hareketlerle kullanılması arasında önemli bir fark bulunmamıştır.

2.5.4.Nikel Titanyum Eğelerde Tork

2.5.4.1 Temel Fizikte Tork

Tork, bir nesneye etki eden kuvvetin, o nesneyi döndürmesine neden olan kuvvetin ölçüsüdür (117). Tork, kuvvet momenti olarak da adlandırılır, bir kuvvetin bir nesneyi eksen, dayanak noktası veya pivot üzerinde döndürme eğilimidir, tıpkı bir kuvvetin bir itme veya çekme şeklinde olması gibi. Tork, bir bükülme olarak düşünülebilir. Basit bir ifadeyle, tork bir cıvata gibi bir nesne üzerindeki dönme kuvvetinin ölçüsüdür. Tork, el aletinin, hızını düşürmeden veya kesme verimliliğini düşürmeden dönen alet üzerindeki yanal basınca dayanma yeteneğidir. Tork, kullanılan yatak türüne ve el aletine sağlanan enerji miktarına bağlıdır (118).

2.5.4.2.Endodontide Torkun Önemi

Diş hekimliğindeki birçok uygulamada, özellikle kök kanal tedavisi için kök kanal preparasyonunda, bir alet üzerinde dönme kuvveti vardır. Tork, kullanılan farklı aletlerin farklı tork değerlerine ihtiyaç duyması nedeniyle kök kanal preparasyonunda kontrol edilebilir olması gereken bir parametredir. Kök kanal preparasyonunda, aletin güvenli kullanımı, aletin arızalanması durumundaki torku dikkate almaya bağlıdır. Kanal aletleri farklı burulma torkuna maruz kalır, tork seviyesi arıza (kırılma) anındaki torka eşit veya daha büyükse, alet kırılır. Aletlerin kırılma anındaki torkundan daha düşük tork değerleri tork kontrol el aletlerinde ayarlanabilir. Yüksek tork kontrolü el aletleri kullanıldığında, alet çok aktiftir ve aletin kilitlenme sıklığı azalır (119).

Son zamanlarda, düşük ve çok düşük torklu kontrol motorların nesli tanıtıldı. Bu tork kontrol motorlarda tork, 1 N/cm kadar düşük tork değerlerine ayarlanabilir, bu motorlar döner aletlerin arıza değerlerinde düşük torku dikkate alır. Yüksek tork kullanılırsa, alete özgü tork sınırı sıklıkla aşılar, bu da mekanik stresi ve kırılma riskini artırır (120). Gambarini (121) nin yaptığı çalışmada, yüksek torklu endodontik

motorlarla uzun süreli klinik kullanımdan sonra yeni ve kullanılmış NiTi döner eğeler arasında mekanik dirençte %50-60'a kadar bir azalma olduğunu gösterilmiştir. Bu azalma, yeni düşük torklu endodontik motorlarda daha küçüktür. Teorik olarak, yüksek torkla kullanılan bir alet çok aktiftir ve aletin kilitlenmesi ve dolayısıyla deformasyon ve ayrılma insidansı artma eğiliminde olacaktır, buna karşın düşük tork aletin kesme verimliliğini azaltacak ve aletin kanalda ilerlemesi zor olacaktır. Operatör daha sonra aleti zorlama eğiliminde olacaktır ve aletin kilitlenmesini, deformasyonunu ve ayrılmasını teşvik edebilecektir. Bu potansiyel kırılmayı sınırlamak için düşük torklu bir motor kullanılmalıdır; tork her bir alet için elastiklik sınırının hemen altına ayarlanırsa, mekanik stres daha düşük olur, deformasyon ve ayrılma riski muhtemelen azalır (122). Teorik olarak, düşük tork kontrol motorlarında, alet motorda ayarlanan tork değerlerine eşit tork seviyelerine maruz kaldığında motor dönmeyi durdurur ve hatta dönüş yönünü tersine çevirebilir.

Orijinal kanal anatomisi, NiTi döner aletlerin özellikleri ve boyutları, operatör deneyimi ve uygulanan kuvvet, hareketleri, hız ve torkun mekanik ayarları operatif torku etkileyen faktörler olarak sayılabilir (119). Kanal ne kadar darsa, dentini kesmek, döküntüleri temizlemek ve kök kanalının apikaline ilerlemek için gereken tork o kadar büyük olur (118). Alet boyutları da önemli bir rol oynayabilir. Daha büyük konikliğe sahip aletler (0.05 veya daha fazla) burulma stresine daha fazla direnç, yorgunluğa daha az direnç gösterir ve kök kanallarına hazırlanmak ve ilerlemek için daha fazla operatif torka ihtiyaç duyar (118). NiTi eğe sisteminin geometrik özellikleri ve ısı işlemi, üretilen tork üzerinde etkilidir. Isıl işlem aletin esnekliği ile ilgilidir. Kavisli bir kök kanalında enstrümantasyon sırasında Ni Ti eğe orijinal şekline dönme eğilimi gösterir, bu da eğe ile kanal duvarı arasındaki sürtünmenin artmasına neden olur. Ni Ti eğelerin esnekliği, düz bir kanalda tork üretimi üzerinde daha az etkiye sahip gibi görünürken, kontrollü hafızalı eğeler gibi daha esnek eğeler, 35°nin üzerindeki kavisli bir kanalda daha az tork üretmektedir (123). Ni Ti eğe sisteminin kinetiği de üretilen torku etkiler. Kwak ve ark.(123) yaptığı çalışmada rotasyon ve resiprokasyon hareketleri arasında üretilen farklı tork modelleri gözlemlenmiştir. Resiprokasyon hareketini yapan eğe sistemleri, hareketleri sırasında belirli bir açıda tekrar tekrar saat yönünde ve saat yönünün tersine döner. Dönme yönü saat yönünden saat yönünün tersine değiştiğinde anlık bir tork üretilir. Bu nedenle resiprokal eğe sistemleri, düz bir kanalda sürekli döner eğe sistemlerine göre daha fazla tork üretmiştir. Yakın zamanda

tanıtılan adaptif hareket hem sürekli hem de ileri geri hareketler içerir ve stres yüküne göre hareketini değiştirir. NiTi eğe sistemi için bu alternatif hareket, özellikle koronal ön genişletmenin yetersiz olduğu durumlarda, sürekli harekete kıyasla daha düşük tork üretmiştir (124).Klinisyenin kullanım şekli de kanalda üretilen torku etkileyebilir. Kök kanal hazırlığı sırasında, bir klinisyen NiTi eğesine farklı gagalama hızı, gagalama derinliği ve apikal kuvvetle sürekli yukarı ve aşağı hareketler uygular. Maki ve ark.(125) nın yaptığı çalışmada, daha yüksek gagalama hızı, düşük hızlı gagalamaya göre daha büyük dikey kuvvet ve tork ürettiği bulunmuştur. Bir NiTi eğesinin kök kanalı içinde dönme süresi, üretilen toplam tork miktarıyla doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle, düşük hızdaki gagalama hareketi anlık maksimum torku azaltabilir. Ancak yavaş gagalama hareketinin neden olduğu daha uzun hazırlık süresi, üretilen toplam tork miktarının artmasına ve döngüsel yorulmadan kaynaklı kırılma riskine yol açabilir (125).

Gagalama derinliği aynı zamanda üretilen torku da etkiler ve daha kısa gagalama derinliği daha düşük vidalama kuvvetleriyle sonuçlanır (126). Preparasyon tekniğinin tork üretimiyle ilgili olduğunu araştıran bir çalışmada fırçalama hareketinin gagalama hareketinden daha az tork gerektirdiği bulunmuştur (127).

Preparasyon öncesi kanal boyutu ve kök kanalının eğrilik açısı gibi anatomik faktörler de üretilen torkla ilgili faktörler arasındadır. Daha küçük eğelerle ön şekillendirme yapılmadan dar bir kanalın tek bir eğe ile şekillendirilmesi, eğe ile dentin duvarları arasında geniş bir temas yüzeyi oluşmasına neden olarak hem eğe hem de kök kanal duvarlarında ciddi streslere neden olur (128). Bu nedenle son şekillendirme işleminden önce bir kayma yolu oluşturulması tavsiye edilir. Kayma yolu oluşturularak preparasyon öncesi kanal hacminin artırılması, üretilen toplam tork miktarının azaltılmasında faydalı olacaktır (129). Kwak ve ark.(123) nın yaptığı çalışma sonucu eğrilik arttıkça üretilen maksimum ve toplam tork miktarının arttığını ve geleneksel (ısıtılmış işlem görmemiş) NiTi eğe sistemlerinin eğrilik açısından en çok etkilendiğini gözlemlenmiştir.

Kanal aleti, kanalın apikal üçte birine yaklaştıkça kaydedilen torkta artışı görülür. Tork artışı döner aletlerin dentini kesmek, ilerlemek ve döküntüleri temizlemek için daha fazla enerjiye ihtiyaç duymasıyla ilgilidir. Teorik olarak, aletin bıçakları ne kadar çok devreye girerse, tork o kadar büyük olur ve sonuç olarak tork, endodontik aletin kanal ucuna ilerlemesi sırasında artma eğilimindedir (127).

Kavisli veya kalsifiye kanallarda direnç yüksektir ve alet uca yakın bir yerde bloke olabilir. Bu durumlarda, motor tarafından sağlanan yüksek tork, özellikle klinisyenin genellikle aleti durdurmak veya geri çekmek için zamanı olmadığından, bloke olmuş aletin hemen kırılmasına yol açabilir; bu nedenle, her aletin belirli bir ideal (sağ) torku olduğundan, yavaş hız, düşük tork veya tercihen sağ tork motorlarına geçilmiştir (130).

Titreşimler ve motor gürültüsü genellikle ihmal edilebilir düzeydedir ve eğeler, kök kanallarının büyük bir kısmını makul bir süre ve minimum mekanik stresle (orta-kolay kanallarda) nazikçe ve etkili bir şekilde geçer (131). Düşük torktaki arttırılmış dokunsal farkındalık, retreatment vakalarında, yani çıkıntılar gibi iatrojenik hatalarla karşılaşıldığında da çok önemlidir. Saklanan düşük tork değerleri, orta-düşük bir dirençle karşılaşıldığında aletler geri çekildiği için, anatomik karmaşıklıkları ve kanal tıkanıklıklarını kanal içi başarısızlık riski olmadan kolayca tespit etmek için faydalıdır (131). Düşük torklu motorlar, NiTi döner eğelerin daha uzun süreli ve daha güvenli bir şekilde yeniden kullanılmasına da olanak tanıyabilir. Olası dezavantajlar arasında, düşük torklu motorların kullanımının dokunsal ve zihinsel farkındalığı değiştirme olasılığının yanı sıra, kesme verimliliğinin azalması nedeniyle operatif dizileri de değiştirebilir (119). Teorik olarak, yüksek torkla kullanılan bir alet çok aktiftir ve kök kanallarının preparasyonu daha kolaydır, alet kilitlenmesi ve bunun sonucunda aletin kırılma eğilimde artma durumu vardır (120). Düşük torkla ise kesme verimliliği azalır ve aletin kanalda ilerlemesi daha zor olur. Bu gibi durumlarda, klinisyenler aletleri apikal olarak zorlama eğiliminde olursa, kilitlenme ve eğenin ayrılma riski artar (132). "Döner bir aleti asla zorlamayın" kuralı hem düşük hem de yüksek torklu NiTi döner aletler için kritik öneme sahiptir. Yüksek torklu aletlere alışkın olan klinisyenler, daha düşük "güvenlik" değerleri seçildiğinde, otomatik ters çevirme işlevinin genellikle döner ege kök kanalına kilitlendikten hemen sonra başladığından şikayet edebilirler (133).

Yüksek tork ve yüksek hızda, çıkıntı oluşumu, ege kırılması, kanal tıkanıklığı, servikal kanal perforasyonu, orta kök perforasyonu ve apikal perforasyon gibi prosedürel hatalar daha sık olur. Teorik olarak, aletlerin kırılma sorunu, alet için kullanılan yanlış tork ve hız sonucunda oluşur (134).

Tork, kök kanal hazırlığı sırasında oluşan stresi gösteren parametrelerden biridir. Birçok çalışma, kök kanallarının döner NiTi ege ile enstrümantasyonunun, tork

ayarlarının hızına bağılı olarak daha fazla çatlak oluşumuna neden olduğunu bildirmiştir. Daha yüksek tork ayarında enstrümantasyon tekniğı daha fazla tork üretir ve enstrümantasyon sırasında dentin için daha fazla reaksiyon kuvveti üretilir(135).

2.6. Kullandığımız Eğeler

2.6.1. One Curve

One Curve (Micro-Mega, Besancon, Fransa), 2018'de piyasaya sürülen, ısıl işlem görmüş enstrümantasyon süresini kısaltan tek eğeli bir sistemdir. One Curve eğe sistemi üreticiye göre eğeyi zayıflatan yüzey pürüzlülüğünü elimine etmek için elektro-parlatma işlemi yapılır. Isıl işlem görmüş NiTi alaşımına C wire(tel) denir. C. Wire teknolojisinin, kök kanalına daha kolay erişim için eğeye kontrollü bir hafıza ve ön bükme özelliğı sağladığı bildirilmektedir (136).One Curve dosyaları tek bir uç boyutuna (25 boyut) ve sabit konikliğe (%6) sahip olsa da, farklı şekil tasarımları mevcuttur. Aletin ucunda üçgen şeklinde ve shaftın yanında S şeklinde olan değişken kesitlerin, etkili kesme ve merkezlenmiş yörüngeye izin verdiği iddia edilmektedir (9).

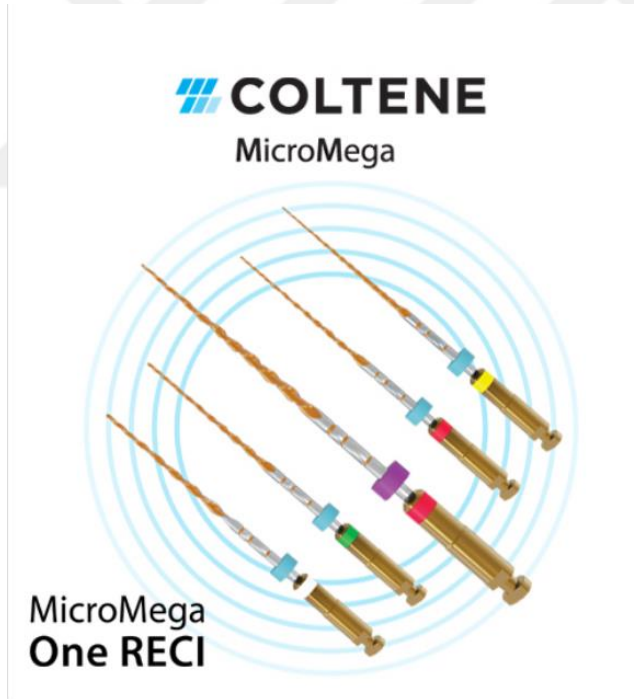
One Curve orijinal kök kanal formunu koruyan tek eğe sistemidir. Üretici, cihazın başlangıçtaki kök kanal anatomisine uygun şekilde etkili şekillendirme ihtiyacına yanıt verecek şekilde geliştirildiğini belirtmektedir. Bu nedenle alet, kök kanalının orta ve koronal kısımlarına kadar olan artıkların etkili bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlayan, değişken kesitli bir bıçak yapısına sahiptir. Ayrıca bu aletin uç kısmının yuvarlatılmış olması apikal bölgeyi güvence altına alır (137). Bu eğe için üretici firmanın önerdiği tork değeri 2,5 N/cm'dir. One Curve eğesinin tasarımı şekil 2.9'da görülmektedir.



Şekil 2.9. One Curve eğe sistemi

2.6.2. One Recı

One Recı (OR; MicroMega, Besançon, Fransa), yakın zamanda piyasaya sürülen resiprokal hareket yapan tek eğe sistemidir. OR eğe sistemi, cihazın esnekliğini ve merkezleme yeteneğini artırmayı amaçlayan bir ısıtım işlemi (C-teli) ile donatılmıştır. Üçlü sarmal olarak başlayan ve sapa doğru kademeli olarak S şekline dönüşen değişken merkez dışı kesiti, derin oluk ile birleştiğinde, koronal yönde debrislerin boşaltılması için daha fazla alan sunarak, One Recı eğesine dikkate değer bir kesme verimliliği sağlamalıdır. 5 boyutta mevcuttur: 20.04, 25.04, 25.06, 35.04 ve 45.04. Cihaz, belirli açılarla (170 saat yönünün tersine [CCW], 60 saat yönünde [CW]) ileri geri çalışarak CCW yönünde kesme hareketi oluşturacak şekilde tasarlanmıştır. Bu eğe için üretici firmanın önerdiği tork değeri 2,5 N/cm'dir (11). One Recı eğe sistemi şekil 2.10.'da görülmektedir.



Şekil 2.10. One Recı eğe sistemi

2.7.Dentin Çatlağı Görüntüleme Yöntemleri

Dentin çatlağını görüntüleme sistemleri olarak Stereomikroskop, SEM, TEM, Transillüminasyon ve Mikro-CT sayılabilir (138).

2.7.1. Transillüminasyon

Transillüminasyon, bir organ veya vücut boşluğundaki anormallikleri belirlemek için kullanılan bir testtir. Test, cildin altındaki yapıları görmek için belirli bir vücut bölümünde parlak bir ışıkla karanlık bir ortamda yapılır. Transillüminasyon diş hekimliğinde ise gözle görülemeyen durumlarda dişlerin özel boyalar (metilen mavisi vb.) ile boyanıp daha sonra dişlere ışık verilmesiyle boyaların çatlak içerisine girip renk farklılığı yaratarak dişteki çatlakların görülebilmesini sağlandığı görüntüleme tekniğidir.

Yapılan bir çalışmada metilen mavisi ile boyama, transillüminasyon yöntemi ve her ikisinin kombinasyonun dentin çatlağı görüntülemeye etkinliği karşılaştırılmıştır. Transillüminasyon ve iki yöntemin kombinasyonu; yalnızca metilen mavisi ile boyama yöntemine göre anlamlı derecede dentin çatlağını daha iyi göstermiştir (139). Yapılan bir çalışmada transillüminasyon testi ile dentin çatlağının görüntülenebileceği fakat görüntülemeye büyütmenin önemli bir faktör olduğu söylenmiştir (23).

2.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Odaklanmış bir elektron demetiyle numune yüzeyini tarayarak görüntüyü oluşturur. Numune içerisindeki atomlar elektronlarla etkileşerek yüzeydeki içerik hakkında bilgiler içeren sinyaller üretir. Özellikle apikal rezeksiyonun çatlakla ilişkisinin incelendiği çalışmalarda kök ucundaki çatlak varlığını belirlemede bu yöntem kullanılmıştır(138).

2.7.3. Transmisyon Elektron Mikroskobu (TEM)

Bu mikroskop, odaklanmış yüksek enerjili elektron demeti kullanan ve yüksek çözünürlüklü (1 nm'nin altında) ve yüksek büyütme (1.000.000'a kadar) görüntüleme yoluyla ayrıntılı mikro yapısal incelemeye izin veren analitik bir cihazdır. Görüntü, örneğin elektron ışınıyla aydınlatılması ve örnekten fosforlu bir ekrana veya

bir kamera aracılığıyla iletilen elektronların tespit edilmesiyle üretilir. Elektronların numuneden geçmediği bölgelerde görüntü karanlıktır, elektronların dağılmadığı yerlerde görüntü daha parlaktır (140).Yapılan bir çalışmada dentin mikro çatlak yayılımı ile insan yaşlanması arasındaki ilişkiyi araştırmak için ultra yüksek voltajlı elektron mikroskobu tomografisi (UHVEMT) ile TEM kullanılmıştır ve TEM ile sadece yüzeyde değil, örnekler içindeki mikro çatlakların yayılmasının görselleştirilmesine ve değerlendirilmesine olanak tanıdığı bildirilmiştir (140). Dentin mikro çatlaklarının incelenmesi SEM görüntülerinde çatlak yüzey gözlemlenerek değerlendirilmiş olmasına rağmen, TEM kullanılarak dentin içindeki mikro çatlakların kesitsel gözlemi için yapılan daha az çalışma bulunmaktadır (138).

2.7.4. Micro BT

Tipik bir mikro-BT tarayıcı, bir mikro odaklı X-ışını kaynağı, motorlu yüksek hassasiyetli örnek döndürme aşaması, bir algılama dizisi, bir sistem kontrol mekanizması ve verilerin yeniden yapılandırılması, görselleştirilmesi ve analizi için bilgisayar yazılım kaynaklarından oluşur (141). Veriler, bir X-ışını kaynağının örnek etrafında mekanik olarak döndürülmesiyle veya daha yaygın olarak, örneğin X-ışını demeti içinde döndürülmesiyle elde edilir (142). Veri kaydından sonra, bir yeniden yapılandırma algoritması , toplam 180° veya 360° dönüş boyunca edinilen yüzlerce veya binlerce açısız projeksiyonu birleştirmek için kullanılır ve bunları, toplu olarak nesnenin 3D hacmini temsil eden bir kesit görüntü yığınınına dönüştürür (143).

Yeniden yapılandırma, bu nedenle, kaydedilen projeksiyonları iki boyutlu dilim görüntülerine dönüştüren matematiksel bir işlemdir ve çıktısı doğası gereği görsel olsa ve basit bir yorumlamaya yol açsa da tarama eserlerinin neden olduğu ince komplikasyonlar ilgi çekici ayrıntıları gizleyebilir (142).

Bu şekilde, yeniden yapılandırma sırasında, bazı filtreler (düzeltme çekirdeği, hizalama hatası telafisi, ışın sertleştirme düzeltmesi, halka eser azaltma, dinamik histogram aralığı) genellikle çıktı görüntü kalitesini iyileştirmek için uygulanır; ancak, filtreler düzgün bir şekilde uygulanmazsa, özellik boyutlarının ve bileşen hacim kesirlerinin hatalı belirlenmesi meydana gelebilir (142).

2.7.4.1. Micro -BT' nin Avantajları

- 1) Tahribatsız, doğru ve doğrulanmış görüntü yöntemi sağlar.
- 2) Kök dentini veya kanal sistemiyle ilişkili herhangi bir durumun tespiti için deneysel prosedürlerden önce numunelerin durumunun değerlendirilmesine olanak tanır.
- 3) Aynı numune, edinilen veri kümelerinin birlikte kaydedilmesiyle endodontik prosedürlerin farklı aşamalarında değerlendirilebilir.
- 4) Kontrast maddelerin kullanımıyla veya kullanımı olmadan kusurların yerini gözlemlemek mümkündür.
- 5) Tüm kök uzunluğu boyunca yüzlerce veya binlerce kesitin ardışık analizini sağlar.
- 6) Her numune, deneyden önce yapısal koşullarını bilmenin mümkün olması nedeniyle kendi kontrolü olarak işlev görür.

2.7.4.2. Micro-BT' nin Dezavantajları

- 1) Teknik klinik kullanıma uygun değildir.
- 2) İşlemler zaman alıcıdır (tarama ve yeniden yapılandırma).
- 3) Ekipman ve bakımı çok pahalıdır.
- 4) Teknik işlemlerin karmaşıklığı zorlu bir öğrenme ve özel yazılım hakkında derinlemesine bilgi gerektirir.
- 5) Aşırı gürültülü görüntüler değerlendirme sürecine müdahale ederek dentin hasarının oluşumu ve yayılımının güvenilir bir şekilde yorumlanmasını engelleyebilir, sorunun hafife alınmasına veya yanlış pozitif çatlakların tespit edilmesine ve çatlak oluşumunun fazla sayıda tahmin edilmesine yol açabilir.
- 6) Nem içeriği dentin mikro çatlaklarının görünürlüğüne etkileyerek yanlış negatif sonuçlara ve çatlak oluşumunun hafife alınmasına yol açabilir.
- 7) Uygun olmayan tarama ve yeniden yapılandırma ayarlarının neden olduğu eserler, görüntülerin çıktı kalitesini önemli ölçüde etkileyebilir (144).

2.7.5. Stereomikroskop ve Dental Operasyonu Mikroskobu

Stereomikroskoplar, 3 boyutlu görüntü elde etmeyi sağlayan ve sabit dürbün mantığıyla çalışan bir mikroskop türüdür. Belirli noktalara kadar görüntüyü yakınlaştıran tek objektif kullanılır. Düşük büyütmeyle derinlikli görüntü elde etmek ve gözle görülen cisimlerin yüzey yapısını incelemek için uygun cihazlardır. Çalışmalarda, örneklerin çalışmanın içeriğiyle ilgili işlemin tamamlanmasından sonra belirli kesitlerden su soğutması altında düşük hızlı testere ile hassas kesim yapılması sonucu oluşan kesitlerin incelenmesi şeklinde ya da apikalde oluşan herhangi bir değişimi gözlemlemek amacıyla kullanılır (138).

Dental operasyon mikroskobu normal dental büyüteçler ile karşılaştırıldığında daha üstün büyütme gücü ve optik performans sunar. Paralel optik aks oluşturma amacıyla binoküler görüş aparatıyla karşılıklı çalışan prizmalar kullanılır. Dental operasyon mikroskobunun avantajlarından birisi, objektif mercekten, bir ışık kaynağı ile hedefin aydınlatılabilmesi ve böylece ışığın verildiği ve görüntünün alındığı kaynak aynı olduğu için gölge oluşmamasıdır. Diş hekimliğinde dental operasyon mikroskobunun kullanılması, doğru tedavi taktiklerini daha da geliştirmek için hastalığın teşhisini iyileştirmeyi mümkün kılmaktadır. Dental operasyon mikroskobunun görüntülemeye kullanılması çürük, çatlaklar veya kırık gibi ayrıntı görüntüleri net bir şekilde görünür hale getirebilir ve erken bir aşamada tanımlanabilirler (145,146).

Mikroskopla dentin çatlağı incelenmesi yönteminin dezavantajları olarak kökün tam uzantısının kapsamlı bir şekilde taranmasının mümkün olmaması (144), düşük çözünürlüğe sahip olması ve farklı ışık koşullarının çatlağın gözlenmesinde önemli bir faktör ve yanlış yorumlamalara neden olabileceği sayılabilir (147).

Dentin çatlağı ile alakalı daha önce yapılan çok çalışma bulunmasına rağmen tek ege sistemlerinin ve torkun dentin çatlağı oluşumuna etkisinin incelendiği bildiğimiz kadarıyla literatürde çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı farklı kinematik hareketlerde ve farklı tork değerlerinde oluşan dentin çatlaklarının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Çalışmamızda sıfır hipotezimiz farklı kinematiklerin ve farklı tork ayarlarının dentin çatlağı oluşumunu etkilemeyeceği yönünde

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 05.03.2024 karar tarihli, 2024/03-12 karar no.lu etik kurul onayı alınarak Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı kliniğinde gerçekleştirildi.

3.1. Örneklerin Seçimi

Çalışmada 140 adet periodontal sebeplerle çekilmiş tek kök ve tek kanallı alt premolar dişleri kullanıldı. Kullanılan dişleri seçerken #15 K tipi eğenin çalışma boyuna ulaşacak ve aynı zamanda kanalda sıkışacak şekilde olmasına dikkat edildi.

Çalışmamızda kullanılan dişler; kanalların kalsifiye olmaması, dişlerin apeks gelişimini tamamlamış olması, dişlerin daha önce kök kanal tedavisi görmemiş olması, kanalların eğimli olmaması, köklerde kırık, çatlak ve çürük olmaması kriterleri dikkate alınarak seçilmiştir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Boylarının Standardize Edilmesi

Dişlerin üzerindeki kalıntılar bir küret yardımıyla uzaklaştırıldı. Dişlerin kronları düşük hızlı testere ile uzaklaştırılarak, diş boyları 15 mm'ye sabitlendi. Dişler 10X büyütmede mikroskop altında incelendi. Dişlerde herhangi bir dentin defekti olmadığı görüldü. Bu şekilde hazırlanan dişler steril salin içerisine bırakıldı ve kullanım zamanına kadar haftada 1 kez olacak şekilde steril salin değiştirildi. Örneklerin hazırlanması ve boylarının standardize edilmesi şekil3.1.'de görülmektedir.



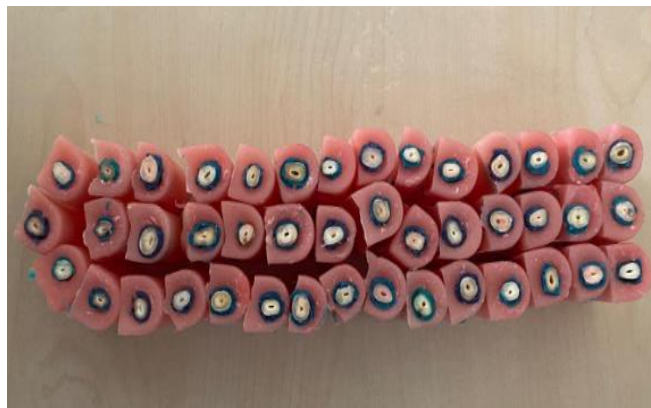
Şekil 3.1. Örneklerin hazırlanması

3.3. Deney Düzeyinin Hazırlanması

Ağız ortamını, köklerin periodontal ligament ve alveoler kemik ile ilişkisini gösteren bir deney düzeneği kuruldu. Dişler daldırma yöntemi kullanılarak çift kat mum ile kaplandı. Kaplanan dişler koronal kısmı dışarıda kalacak şekilde akriliğe gömüldü. Akriliğin sertleşmesini takiben dişler akrilik kalıptan çıkarıldı ve üzerinde kalmış olan mum nazik bir şekilde temizlendi. Akrilik kalıp ile diş arasında kalan mumun oluşturduğu boşluğa periodantal ligamenti taklit etmek amacıyla light body silikon ölçü maddesi konuldu ve dişler tekrar kalıba yerleştirildi. Deney düzeneğinin hazırlanması şekil 3.2. ve şekil 3.3 'te gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Dişlerin mumla kaplanması



Şekil 3.3. Dişlerin silikon içinde akrilik kalıba gömülmesi

3.4. Deney Grupları

Grup 1: One Curve eğe sisteminin 1 N/cm torkta kullanılması (n=20)

Grup 2: One Curve eğe sisteminin 2 N/cm torkta kullanılması(n=20)

Grup 3: One Curve eğe sisteminin 3 N/cm torkta kullanılması (n=20)

Grup 4: One Recı eğe sisteminin 1 N/cm torkta kullanılması (n=20)

Grup 5: One Recı eğe sisteminin 2 N/cm torkta kullanılması (n=20)

Grup 6: One Recı eğe sisteminin 3 N/ cm torkta kullanılması (n=20)

Grup 7: Bu gruptaki dişlere herhangi bir preparasyon yapılmamıştır. (n=20)

3.5. Deney Gruplarında Yapılan Kök Kanal Preparasyonu

Grup 1: #15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Curve 25.06 boyutundaki tek eğe sisteminde devamlı rotasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Bu sırada endomotorun (ENDOART WSM) tork ayarı 1N/cm, hızı sabit 300 rpm şeklinde ayarlandı. Yapılan preparasyonda çalışma boyuna gagalama hareketiyle 3 aşamada ilerlendi. Her aşama arasında kullanılan eğe, nemli bir spançla temizlendi. Her aşamada %1 konsantrasyonunda NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Irrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3 mm geriden kıvrıldı.

Grup 2: #15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Curve 25.06 boyutundaki tek eğe sisteminde devamlı rotasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Preparasyon sırasında endomotorun (ENDOART WSM) tork ayarı 2 N/cm, hız ayarı ise sabit 300 rpm olarak yapıldı. Eğe 3 aşamada çalışma boyuna ilerleyecek şekilde gagalama hareketi ile kullanıldı. Bu aşamalar arasında eğe nemli bir spançla temizlendi ve kanal %1 konsantrasyonda NaOCl ile yıkandı. Irrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3mm kısa olacak şekilde kıvrıldı.

Grup 3: # 15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Curve 25.06 boyutundaki tek eğe sisteminde devamlı rotasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Preparasyon sırasında endomotorun(ENDOART WSM) tork ayarı 3 N/cm, hız ayarı ise sabit 300 rpm olarak yapıldı. Eğe 3 aşamada çalışma boyuna ilerleyecek şekilde gagalama hareketi ile kullanıldı. Bu aşamalar arasında eğe nemli bir spançla temizlendi ve kanal %1 konsantrasyonda NaOCl ile yıkandı. İrrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3mm kısa olacak şekilde kıvrıldı.

Grup 4: # 15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Recı 25.06 boyutundaki tek eğe sistemi ile resiprokasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Preparasyon sırasında endomotorun (ENDOART WSM) tork ayarı 1 N/cm, hız ayarı ise sabit 300 rpm olarak yapıldı. Eğe 3 aşamada çalışma boyuna ilerleyecek şekilde gagalama hareketi ile kullanıldı. Bu aşamalar arasında eğe nemli bir spançla temizlendi ve kanal %1 konsantrasyonda NaOCl ile yıkandı. İrrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3mm kısa olacak şekilde kıvrıldı.

Grup 5: #15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Recı 25.06 boyutundaki tek eğe sistemi ile resiprokasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Preparasyon sırasında endomotorun (ENDOART WSM) tork ayarı 2 N/cm, hız ayarı ise sabit 300 rpm olarak yapıldı. Eğe 3 aşamada çalışma boyuna ilerleyecek şekilde gagalama hareketi ile kullanıldı. Bu aşamalar arasında eğe nemli bir spançla temizlendi ve kanal %1 konsantrasyonda NaOCl ile yıkandı. İrrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3mm kısa olacak şekilde kıvrıldı.

Grup 6: #15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. El eğesi apeksten görülene kadar ilerletildi ve çalışma boyu bu boydan 1mm kısa olacak şekilde belirlendi. One Recı 25.06 boyutundaki tek eğe sistemi ile resiprokasyon hareketiyle kanal preparasyonu yapıldı. Preparasyon sırasında endomotorun (ENDOART WSM) tork ayarı 3 N/cm, hız ayarı ise sabit 300 rpm olarak yapıldı. Eğe 3 aşamada çalışma

boyuna ilerleyecek şekilde gagalama hareketi ile kullanıldı. Bu aşamalar arasında eğe nemli bir spançla temizlendi ve kanal %1 konsantrasyonda NaOCl ile yıkandı. İrrigasyon için kullanılan iğnenin ucu çalışma boyundan 3mm kısa olacak şekilde kıvrıldı.

Grup 7(Kontrol Grubu): Bu grupta #15 K tipi el eğesi ile kanal açıklığı kontrol edildi. Bu gruptaki dişlere herhangi bir preparasyon yapılmadı.



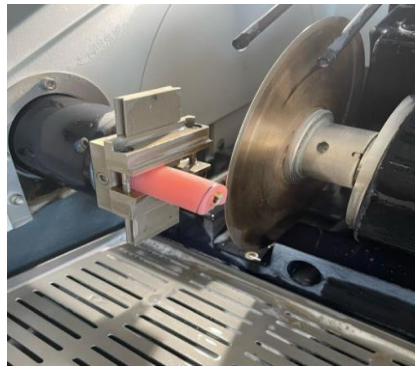
Şekil 3.4. Çalışmamızda kök kanal şekillendirmesi yapmak için kullandığımız endomotor

3.6. Hazırlanılan Örneklerden Kesit Alınması

Dişlerde preparasyonun tamamlanmasını takiben dişler, içerisinde silikon tabaka olan akrilik kalıptan çıkarılıp, sonrasında koronal 1 mm kısım dışarda kalacak şekilde yeniden karıştırılmış akriliğin içine gömüldü. Bu şekilde hassas kesim sırasında dişler sabit olacak ve daha düzgün bir kesim yapılabilecekti. Hazırlanan dişlerde apikalden itibaren 3, 6, 9 mm'den yatay kesit alındı. Hazırlanan örneklerden yatay kesit almak için kullandığımız cihazı şekil 3.5.'te, örneklerden kesit alınması aşaması şekil 3.6.' da görülmektedir.



Şekil 3.5. Dişlerden yatay kesit almak için kullandığımız hassas kesim cihazı



Şekil 3.6. Dişlerden yatay kesit alınması

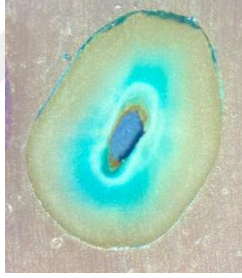
3.7. Örneklerin İncelenmesi

Oluşan çatlak veya kırıkların daha net görüntülenmesi için dişler çürük belirleyici boya ile boyandı. Boyama işlemi dişlerin boyaya 30 sn boyunca daldırılmasını takiben dişlerde kalan fazla boyayı almak için steril salin ile enjektörle yıkandı (148). Daha sonrasında steril spançla kurulandı. Dişler dental operasyon mikroskobu ile (Zumax OMS 2380) 20X büyütme altında incelendi. Eş zamanlı olarak incelenen kesitlerden fotoğraf alındı.

Kesitler dentin çatlağı varlığı açısından kör iki araştırmacı tarafından incelenerek iki farklı değerlendirme yapıldı. Örnekler ilk değerlendirmede çatlak var/çatlak yok yönünden; ikinci değerlendirmede ise tamamlanmamış çatlak ve tamamlanmış çatlak varlığı yönünden incelendi.

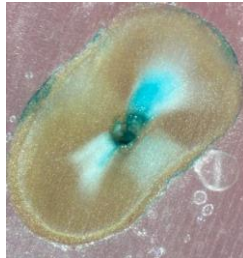
Dişlerdeki oluşan defektler şu şekilde sınıflandırıldı (88):

I) Kök dentininde herhangi bir çatlak bulunmaması (Çatlak yok)



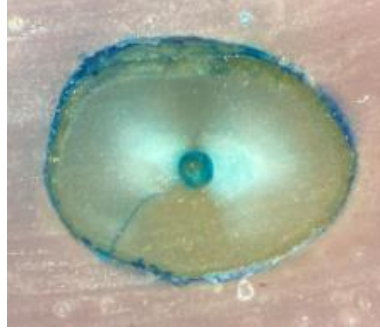
Şekil 3.7. Çatlak yok sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü

II) Kökün dış yüzeyinden ya da kanal lümeninden başlayan tamamlanmamış çatlak



Şekil 3.8. Tamamlanmamış çatlak sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü

III)Kök kanal duvarından kökün dış yüzeyine kadar uzanmış tamamlanmış çatlak (Vertikal kök kırığı)



Şekil 3.9. Tamamlanmış çatlak sınıflamasının dişlerden alınan yatay kesitteki görünümü



Şekil 3.10. Çalışmamızdaki örnekleri incelemek için kullandığımız dental operasyon mikroskobu

3.8. İstatiksel Analiz

Bu çalışmada, yedi farklı grup arasında koronal, orta ve apikal kesitlerde çatlak varlığı ve çatlak tipi açısından farklılıkları değerlendirmek için ki-kare testi kullanılmıştır. Grupların kesitlere göre çatlak varlığı ve çatlak tipi açısından karşılaştırılması amacıyla yüzdelik dağılımlar incelenmiş ve anlamlılık değerlendirmesi yapılmıştır. Post hoc analizlerde gruplar arasındaki farklılıkları belirlemek için kategorik değişkenlerin karşılaştırılmasında Bonferroni düzeltmesi uygulanarak çoklu karşılaştırmalar gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın bulguları istatistiksel olarak değerlendirilirken, her bir grupta gözlenen frekans ve yüzdelik değerler tablo halinde sunulmuş ve ilgili p değerleri raporlanmıştır. Analizlerde gruplar arasında anlamlı bir fark olup olmadığı, $p < 0,05$ anlamlılık düzeyi temel alınarak test edilmiştir. İstatistiksel analizler SPSS (IBM SPSS Statistics, Versiyon 28.0) programı kullanılarak yapılmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmamızda farklı tork değerlerinde ve farklı eğe sistemleri ile yapılan preparasyon sonucu oluşan dentin çatlaklarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi yapıldı. Grup 7 (kontrol grubu)'de herhangi bir dentin çatlaklığı bulunmadı. Diğer gruplarda dentin çatlaklığı oluşumu gözlemlendi.

4.1. Kesit Seviyesine Göre Bulgular

Tablo 4.1. Kesit Bölgesine Göre Çatlak Varlığının Karşılaştırılması

	Çatlak Var	Çatlak Yok	P
Koronal Kesit			
Grup 1	5(25) ^a	15(75) ^a	0.107
Grup 2	7(35) ^a	13(65) ^a	
Grup 3	5(25) ^a	15(75) ^a	
Grup 4	5(25) ^a	15(75) ^a	
Grup 5	4(20) ^a	16(80) ^a	
Grup 6	6(30) ^a	14(70) ^a	
Grup 7	0	20(100)	
Orta Kesit	Çatlak Var	Çatlak Yok	
Grup 1	5(25) ^a	15(75) ^a	0.039
Grup 2	3(15) ^b	17(85) ^a	
Grup 3	6(30) ^a	14(70) ^a	
Grup 4	7(35) ^a	13(65) ^a	
Grup 5	7(35) ^a	13(65) ^a	
Grup 6	5(25) ^a	15(75) ^a	
Grup 7	0	20(100)	
Apikal Kesit			
Grup 1	5(25) ^a	15(75) ^a	0.103
Grup 2	6(30) ^a	14(70) ^a	
Grup 3	7(35) ^a	13(65) ^a	
Grup 4	8(40) ^a	12(60) ^a	
Grup 5	5(25) ^a	15(75) ^a	
Grup 6	7(35) ^a	13(65) ^a	
Grup 7	0	20(100)	

(Grup1: OC Tork 1/ Grup 2: OC Tork 2/ Grup 3: OC Tork 3/ Grup 4: OR Tork 1/ Grup 5: OR Tork 2/ Grup 6: OR Tork 3/ Grup 7: kontrol grubu)

Tablo 4.1.'i incelendiğinde çatlak oluşumu, yedi farklı grup arasında koronal, orta ve apikal kesitlerde değerlendirildi. Koronal kesitte, çatlak varlığı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0.107$). Orta kesitte, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p = 0.039$). Buna göre Grup 2'de çatlak görülme oranı anlamlı düzeyde daha düşüktü. Apikal kesitte ise

çatlak varlığı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p = 0.103$). Kontrol grubunda hem koronal hem orta hem de apikal kesitte hiç çatlak gözlenmedi.

Tablo 4.2. Kesit Bölgesine Göre Çatlak Tipinin Karşılaştırılması

	Tamamlanmış çatlak	Tamamlanmamış Çatlak	
Koronal Kesit			
GRUP1	2(40) ^a	3(60) ^a	0.572
GRUP2	3(42.8) ^a	4(57.2) ^a	
GRUP3	1(20) ^a	4(80) ^a	
GRUP4	4(80) ^a	1(20) ^a	
GRUP5	2(50) ^a	2(50) ^a	
GRUP 6	2(33.2) ^a	4(66.4) ^a	
GRUP 7	0 ^a	0 ^a	
Orta Kesit			
GRUP1	2(40) ^a	3(60) ^a	0.412
GRUP2	2(66.6) ^a	1(33.4) ^a	
GRUP3	1(16.6) ^a	5(83.3) ^a	
GRUP4	4(57.2) ^a	3(42.8) ^a	
GRUP5	1(14.2) ^a	6(85.2) ^a	
GRUP6	2(40) ^a	3(60) ^a	
GRUP 7	0 ^a	0 ^a	
Apikal Kesit			
GRUP 1	1(20) ^a	4(80) ^a	0.869
GRUP 2	2(33.2) ^a	4(66.4) ^a	
GRUP 3	3(42.8) ^a	4(57.2) ^a	
GRUP 4	3(37.5) ^a	5(62.5) ^a	
GRUP 5	3(60) ^a	2(40) ^a	
GRUP 6	3(42.8) ^a	4(57.2) ^a	
GRUP 7	0 ^a	0 ^a	

(Grup1: OC Tork 1/Grup 2: OC Tork 2/ Grup 3: OC Tork 3/ Grup 4: OR Tork 1/ Grup 5: OR Tork 2/ Grup 6: OR Tork 3/ Grup 7: kontrol grubu)

Tablo 4.2 incelendiğinde tamamlanmış ve tamamlanmamış çatlak oluşumu yedi farklı grup arasında koronal, orta ve apikal kesitlerde değerlendirilmiştir. Koronal kesitte, gruplar arasındaki tamamlanmış ve tamamlanmamış çatlak dağılımı istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p = 0.572$). Orta kesitte de benzer şekilde, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p = 0.412$). Apikal kesitte, gruplar arasında tamamlanmış ve tamamlanmamış çatlak oluşumu

açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p = 0.869$). Kontrol grubunda çatlak izlenmedi.

4.2. Kesit Seviyesi Dikkate Alınmadan Tüm Gruplarda Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular

Tablo 4.3. Kesit Seviyeleri Dikkate Alınmadan Tüm Grupların Dentin Çatlağı Açısından Değerlendirilmesi

	Çatlak Var	Çatlak Yok	P
Grup 1	15(25) ^a	45(75)	<0.001
Grup 2	16(26.7) ^b	44(73.3)	
Grup 3	18(30) ^b	42(70)	
Grup 4	20(33.3) ^c	40(66.7)	
Grup 5	16(26.7) ^b	44(73.3)	
Grup 6	18(30) ^b	42(70)	
Grup 7	0	60(100)	

(Grup1: OC Tork 1/ Grup 2: OC Tork 2/ Grup 3: OC Tork 3/Grup 4: OR Tork 1/ Grup 5: OR Tork 2/ Grup 6: OR Tork 3/ Grup 7: kontrol grubu)

Tablo 4.3. incelendiğinde tüm gruplar dentin çatlağı varlığı açısından değerlendirildiğinde, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Grup 1’de katılımcıların %25’inde çatlak gözlenirken, %75’inde gözlenmemiştir, bu grupta çatlak görülme oranı anlamlı düzeyde düşük görülmüştür. Grup 2’de %26,7’sinde çatlak varken %73,3’ünde çatlak yoktur. Grup 3’te çatlak oranı %30 iken, %70’inde çatlak yoktur. Grup 4’te katılımcıların %33,3’ünde çatlak gözlenmiş, %66,7’sinde gözlenmemiştir, bu grupta çatlak görülme oranı anlamlı düzeyde yüksek izlenmiştir. Grup 5 ve Grup 6’da benzer oranlarla %26,7 ve %30’unda çatlak bulunmuş, sırasıyla %73,3 ve %70’inde çatlak saptanmamıştır. Grup 7’de ise katılımcıların %100’ünde dentin çatlağı bulunmamıştır. Bu bulgular sonucunda grup 2, grup 3, grup 5, grup 6’daki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildi. Grup 1’de çatlak yüzdesi istatistiksel olarak anlamlı derecede az görülürken, grup 4’te çatlak yüzdesi istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görüldü.

Tablo 4.4. Kesit Seviyeleri Dikkate Alınmadan Tüm Grupların Dentin Çatlağı Tipi Açısından Değerlendirilmesi

	Çatlak Yok	Tamamlanmamış Çatlak	Tamamlanmış Çatlak	P
Grup 1	45(75) ^a	10(16.7) ^a	5(8.3) ^a	0.004
Grup 2	44(73.3) ^a	9(15) ^a	7(11.7) ^a	
Grup 3	42(70) ^a	13(21.7) ^a	5(8.3) ^a	
Grup 4	40(66.7) ^a	9(15) ^a	11(18.3) ^b	
Grup 5	44(73.3) ^a	10(16.7) ^a	6(10) ^a	
Grup 6	42(70) ^a	11(18.30) ^a	7(11.7) ^a	
Grup 7	60(100) ^a	0 ^a	0 ^a	

(Grup1: OC Tork 1/ Grup 2: OC Tork 2/ Grup 3: OC Tork 3/ Grup 4: OR Tork 1/ Grup 5: OR Tork 2/ Grup 6: OR Tork 3/ Grup 7: kontrol grubu)

Tablo 4.4. incelendiğinde Grupların dentin çatlağı tipi açısından değerlendirilmesi sonucunda, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (p=0,004). Grup 1’de dişlerin %75’inde çatlak gözlenmezken, %16,7’sinde tamamlanmamış ve %8,3’ünde tamamlanmış çatlak gözlenmiştir. Grup 2’de %73,3 oranında çatlak yokken, %15’i tamamlanmamış, %11,7’si tamamlanmış çatlak olarak kaydedilmiştir. Grup 3’te çatlak gözlenmeyen dişlerin oranı %70 iken, %21,7’sinde tamamlanmamış ve %8,3’ünde tamamlanmış çatlak saptanmıştır. Grup 4’te dişlerin %66,7’sinde çatlak yokken, %15’i tamamlanmamış ve %18,3’ü tamamlanmış çatlak olarak bulunmuştur, bu grupta tamamlanmış çatlak oranı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Grup 5’te %73,3 çatlak yok, %16,7 tamamlanmamış çatlak ve %10 tamamlanmış çatlak oranları gözlenmiştir. Grup 6’da %70 çatlak yokken, %18,3 tamamlanmamış ve %11,7 tamamlanmış çatlak gözlenmiştir. Grup 7’de ise dişlerin tamamında (%100) çatlak gözlenmemiştir. Bu bulgular sonucunda grup 1, grup 2, grup 3, grup 5, grup 6’daki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildi. Grup 4’te tamamlanmış çatlak yüzdesi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.

4.3. Gruplar Dikkate Alınmadan Kesit Seviyelerinde Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular

Tablo 4.5. Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerine göre dağılımı

	n	%
Koronal		
Çatlak Var	32	22,9
Çatlak Yok	108	77,1
Orta		
Çatlak Var	33	23,6
Çatlak Yok	107	76,4
Apikal		
Çatlak Var	38	27,1
Çatlak Yok	102	72,9

Tablo 4.6. Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerinde çatlak tipine göre dağılımı

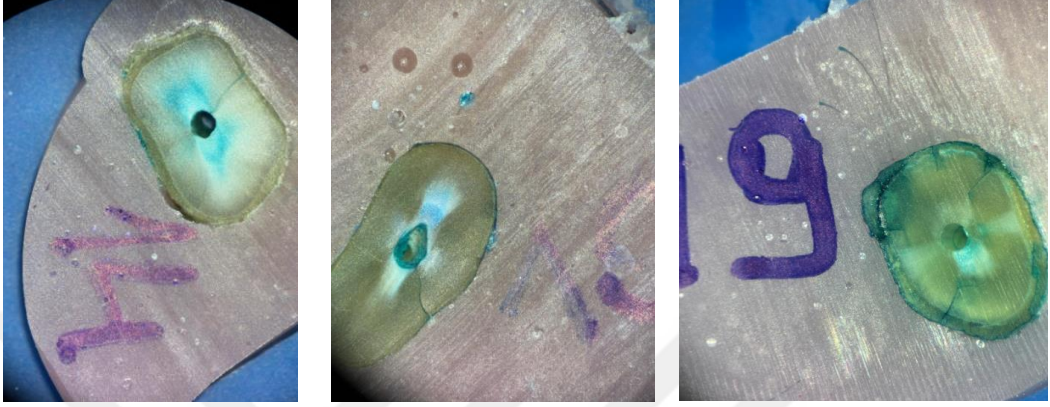
	n	%
Koronal		
Tamamlanmış Çatlak	14	10
Tamamlanmamış Çatlak	18	12,9
Çatlak Yok	108	77,1
Orta		
Tamamlanmış Çatlak	12	8,6
Tamamlanmamış Çatlak	21	15
Çatlak Yok	107	76,4
Apikal		
Tamamlanmış Çatlak	15	10,7
Tamamlanmamış Çatlak	23	16,4
Çatlak Yok	102	72,9

Tablo 4.5. incelenip dentin çatlağı varlığı, koronal, orta ve apikal kesit seviyelerine göre değerlendirilmesi sonucunda; koronal seviyede, dişlerin %22,9’unda dentin çatlağı gözlenirken, %77,1’inde çatlak saptanmamıştır, orta seviyede, %23,6’sında dentin çatlağı bulunurken %76,4’ünde yoktur ve apikal seviyede ise %27,1’inde dentin çatlağı gözlenmiş ve %72,9’unda çatlak bulunmamıştır. Bu sonuçlar, farklı kesit seviyelerinde dentin çatlağı dağılımında önemli bir fark olmasa da apikal kesitteki çatlak oluşumunun en fazla olduğu söylenebilir.

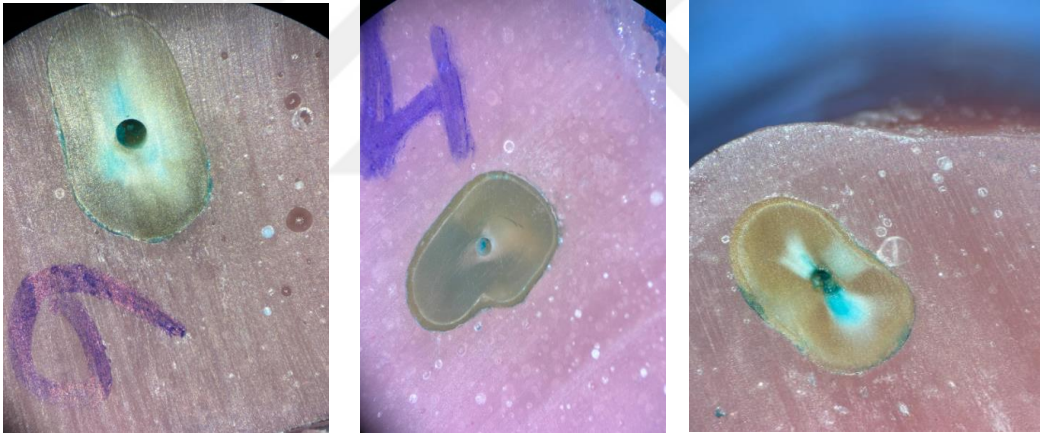
Tablo 4.6. incelenip dentin çatlağının çatlak tipi açısından dağılımına bakıldığında, koronal seviyede dişlerin %10'unda tamamlanmış çatlak, %12,9'unda tamamlanmamış çatlak bulunurken, %77,1'inde çatlak gözlenmemiştir. Orta seviyede, tamamlanmış çatlak oranı %8,6, tamamlanmamış çatlak oranı %15, ve çatlak gözlenmeyen oran %76,4 olarak tespit edilmiştir. Apikal seviyede ise dişlerin %10,7'sinde tamamlanmış çatlak, %16,4'ünde tamamlanmamış çatlak bulunmuş olup, %72,9'unda çatlak saptanmamıştır. Bu bulgular, tamamlanmış çatlak ve tamamlanmamış çatlak açısından önemli bir fark olmasa da apikal kesitte tamamlanmış çatlak oranı ve tamamlanmamış çatlak oranı diğer kesitlere göre fazla görülmüştür.



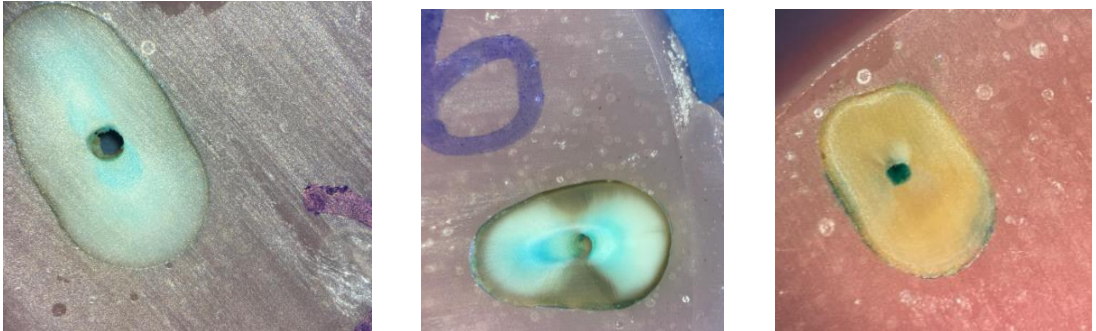
4.4. Dişlerden Alınan Kesitlerde Mikroskop İncelemesi Altındaki Dentin Çatlağına İlişkin Bulgular



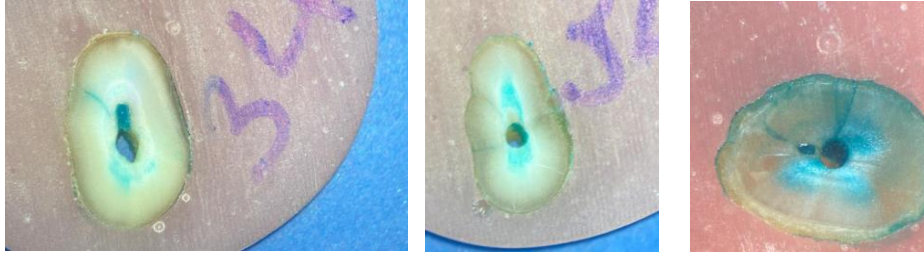
Şekil 4.1. Grup 1’deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlakların mikroskop görüntüsü



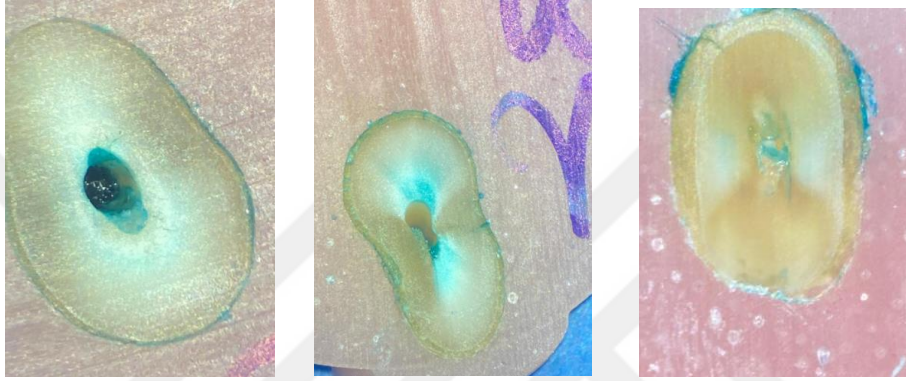
Şekil 4.2. Grup 1’deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlakların mikroskop görüntüsü



Şekil 4.3. Grup 1’deki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü



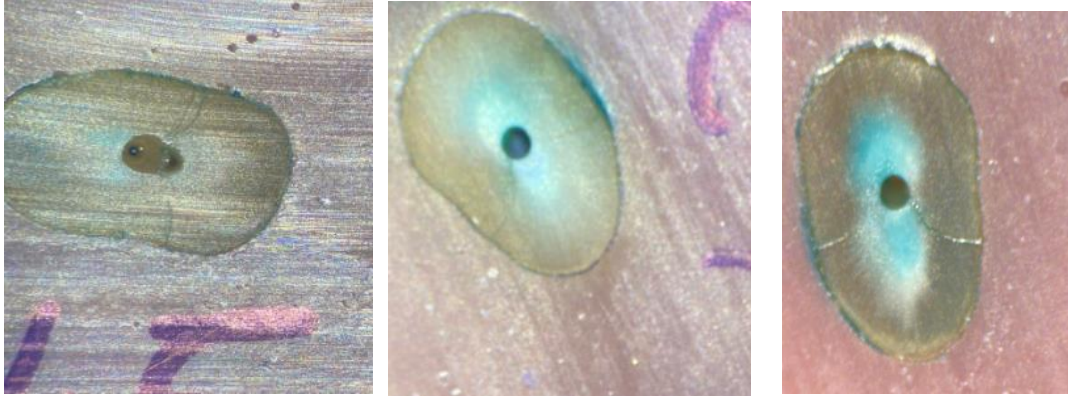
Şekil 4.4. Grup 2'deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



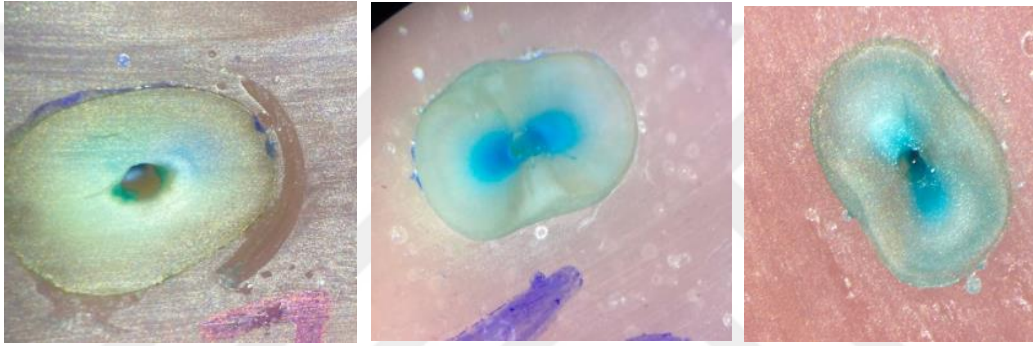
Şekil 4.5. Grup 2'deki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



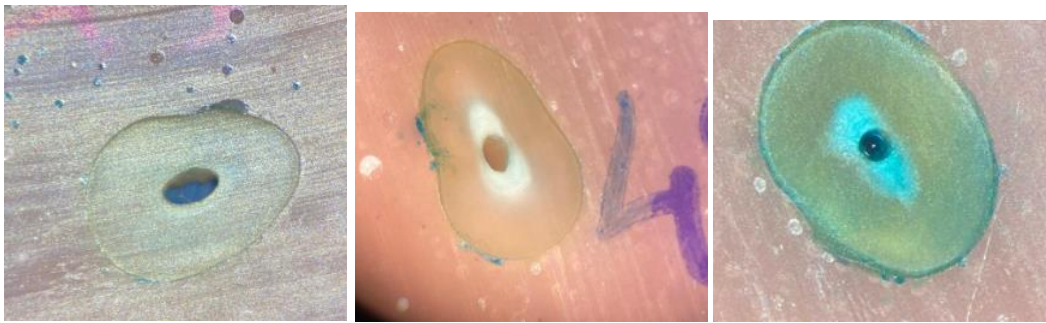
Şekil 4.6. Grup 2'deki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü



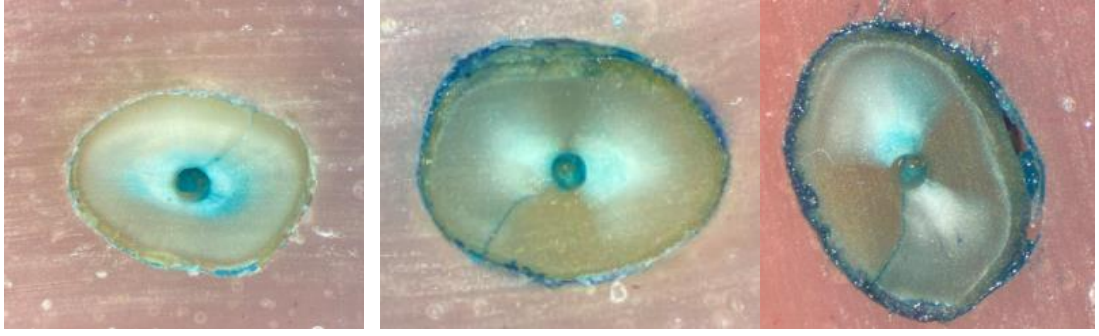
Şekil 4.7. Grup 3'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



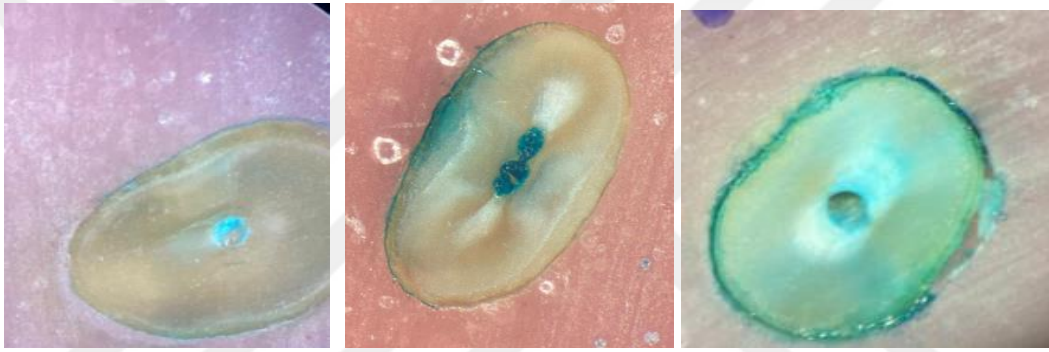
Şekil 4.8 Grup 3'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



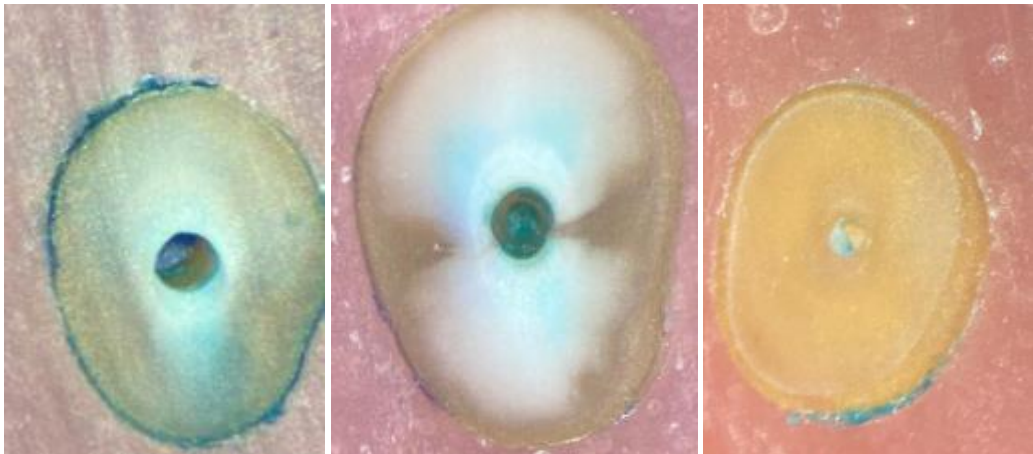
Şekil 4.9. Grup 3'teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü



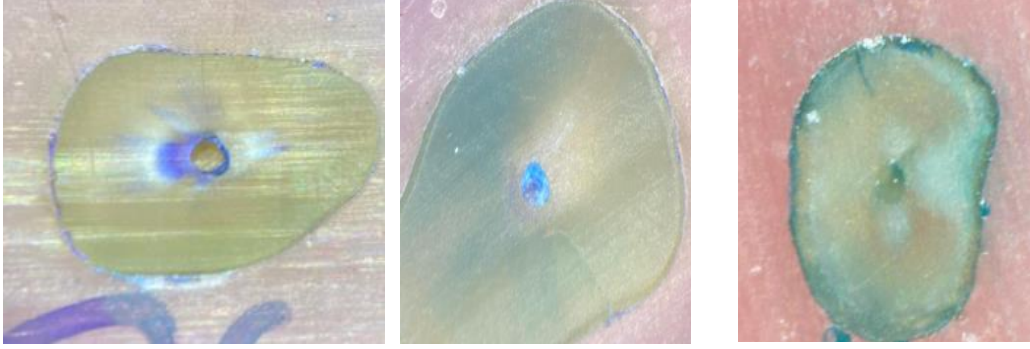
Şekil 4.10. Grup 4'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



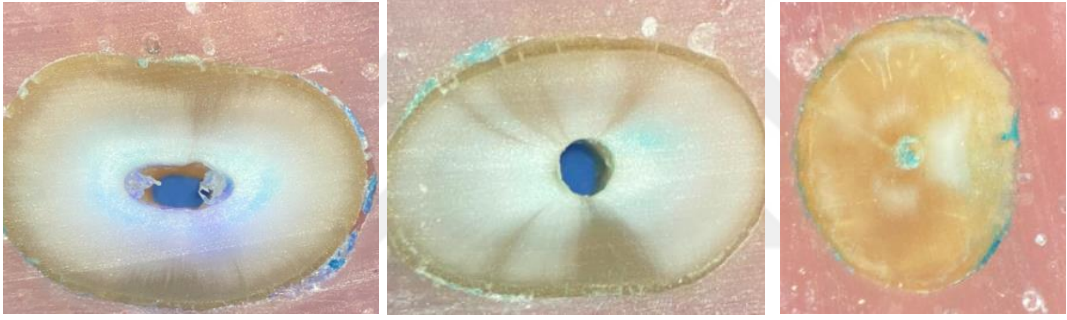
Şekil 4.11. Grup 4'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



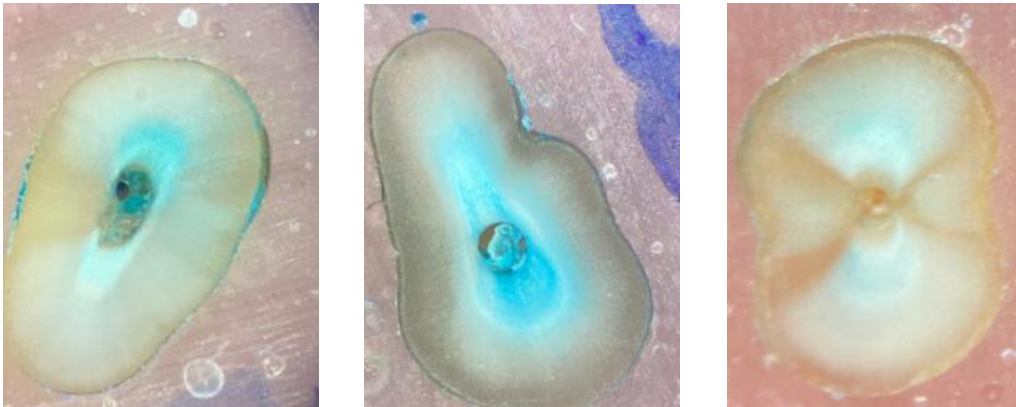
Şekil 4.12. Grup 4'teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü



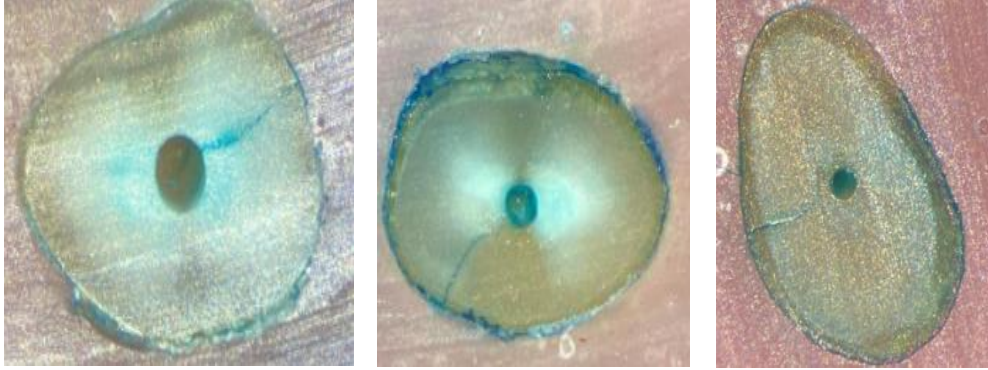
Şekil 4.13. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



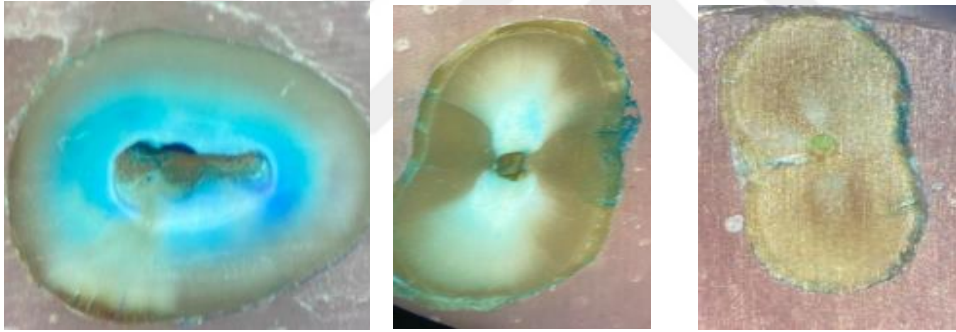
Şekil 4.14. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



Şekil 4.15. Grup 5'teki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü



Şekil 4.16. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



Şekil 4.17. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte tamamlanmamış çatlak görülen dişlerin mikroskop görüntüsü



Şekil 4.18. Grup 6'daki koronal, orta ve apikal kesitte çatlak görülmeyen dişlerin mikroskop görüntüsü

5.TARTIŞMA

Kök kanallarının biyomekanik olarak hazırlanması, bakteri eliminasyonunu sağlaması, kalıntıların uzaklaştırılması ve kanalın doldurulmasını kolaylaştırması nedeniyle endodontik başarıya ulaşmanın ana adımlarından biridir. Perforasyonlar (149), kanal taşınması, basamak ve zipping oluşumu (150) ve eğelerin kırılması (151) kök kanal tedavisi ve retreatment vakalarında preparasyon sırasında görülen komplikasyonlardan bazılarıdır. Endodontik işlemler sırasında ve sonrasında kök dentininde vertikal kök kırığı ve çatlak oluşumu da görülebilir. VKK, kanal tedavisinin sinir bozucu komplikasyonlarından biridir ve sıklıkla diş çekimi ile sonuçlanır (152). Endodontik tedavili dişlerde kırık için risk faktörleri kimyasal faktörler, mikrobiyal faktörler, dentin yapısı ile ilgili faktörler ve restoratif faktörler olarak sınıflandırılmıştır (19). Buna ek olarak endodontik tedavi sırasında VKK gelişimine katkıda bulunan faktörler özellikle kavisli köklere veya oval kanallara sahip dişlerde aşırı kanal şekillendirme ve diş yapısının aşırı çıkarılması(76) ve dolgu malzemesinin lateral ve vertikal olarak sıkıştırılması sırasında aşırı el baskısı (153) olarak sayılabilir.

Son yıllarda, döner NiTi aletlerdeki teknolojik gelişmeler yeni tasarım konseptlerine daha kolay, daha hızlı ve daha iyi kök kanal şekillendirmesine yol açmıştır (154). Bier ve ark.(25) yaptıkları döner NiTi eğeleri kullanılarak yapılan kanal preparasyonunun el eğelerine göre önemli ölçüde daha fazla dentin kusuru oluşturduğunu söylemiştir ve bunu döner sistemlerin önemli ölçüde daha fazla dönüş sayısına bağlamıştır.

Üreticiler farklı çaplardaki Ni-Tİ eğeler için farklı hız ve tork ayarları önermektedir. Genellikle daha büyük eğeler için daha yüksek bir tork ayarı önerilir. Yüksek tork mukavemeti algısı, daha büyük Ni-Ti koniklerinde bulunan daha büyük metal kütlelerinden kaynaklanmaktadır (118,155). Gambrini ve ark.(20) yaptığı çalışma sonucunda yüksek torklu bir motor kullanıldığında alete özgü tork limitinin (kırılma limiti) sıklıkla aşıldığını ve dolayısıyla kanal içi kırık riskinin arttığını öne sürmüştür. Döngüsel ve burulma yorgunluğu endodontik eğelerin kırılmasına neden olabilir (156). Eğelerin kırılmasını önlemek amacıyla üreticiler her alet için farklı maksimum tork ayarları önermektedir. Birçok çalışma Ni Ti aletlerin torkuna odaklanmış olmasına rağmen, bunlar yalnızca tork ayarlarının eğe kırılması üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir (157,158). Torkun dentin çatlağı üzerine etkisini inceleyen literatürde çok az çalışma bulunmaktadır. Katkam ve ark. (3) yaptıkları çalışmada

farklı torklarda tek ee ve çoklu ee sistemi kullanımıyla dentin çatlağı ilişkisi araştırılmıştır. Dane ve ark. (136) yaptığı çalışmada ise farklı tork değerleri kullanarak tek çeşit çoklu ee sistemi kullanarak dentin çatlağı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak literatüre bakıldığında farklı torklarda tek ee sistemlerinin dentin çatlağı üzerindeki etkisini araştıran çalışma bulunmadı. Bizim alışmamızdaki amacımız ise farklı kinematiklerde tek ee sistemlerinin, farklı tork ayarlarında oluşturduğu dentin çatlağının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Leski ve ark.(159) yaptığı çalışmada farklı enstrümantasyon sistemlerini karşılaştırırken aynı apikal çapa sahip olması gerektiği bildirilmiştir ve Karataş ve ark.(160) yaptığı çalışmada ise kullanılan eğelerin aynı koniklik açısına sahip olmak zorunluluğu bildirilmiştir. Koniklik açısı fazla olan eğeler kanal duvarlarında daha yüksek stres oluşturur ve bunun sonucunda koniklik dentin çatlakları için katkıda bulunan bir unsur olarak sayılabilir(160). Kim ve ark. (6)göre konik aletler dentinin çekme dayanımından (106 MPa) daha fazla olan ağır stres oluşturur. Bizim alışmamızda kullandığımız eğeler One Curve ve One Reci tek ee sistemleridir. Kullandığımız iki ee sistemi de apikal uç boyutu ve koniklik açısı aynı olacak şekilde seçilmiştir. Bu nedenle konikliğin çalışmamızla ilgili olarak katkıda bulunan bir faktör olması mümkün değildir.

Katkam ve ark. ve apar ve ark. (3,110), işlemden önce dişlerdeki herhangi bir diş kusur veya çatlak olasılığını dişlamak için diş kök yüzeyleri mikroskop altında incelenmiştir. Bizim alışmamızda da bu çalışmalarla uyumlu olarak işlem öncesinde dişler 10X büyütmede mikroskop altında incelendi. Herhangi bir çatlak ya da defekt bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi.

Dentin çatlağını inceleyen çalışmalarda farklı diş seçimleri bulunmaktadır. De Deus ve ark. ve Belladonna ve ark. yaptığı çalışmalarda (7,161) molar dişler kullanılırken, Adorno , Shemesh , Capar , Hin , Ozlek ve ark. yaptığı çalışmalarda ise tek köklü premolar dişler kullanılmıştır (84,85,110,110,162,163). Wu ve ark.(76) yaptığı bir çalışmada alt kanin ve alt premolar dişlerin preparasyon sonrasında ve öncesinde kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır ve preparasyon yapılmış alt premolar dişlerin anlamlı derecede kırılma dayanımı düşük bulunmuştur. Tsisis I ve ark.(152) tarafından yapılan bir çalışmada dişlerde vertikal kök kırılına rastlanma olasılığına göre çoktan aza sıralandığında st ve alt premolar dişler, daha sonra alt molar dişlerin mezial kökleri olarak bildirilmiştir. Bu bilgilere dayanılarak dentin çatlağı açısından

daha net sonuçlar görmek amacıyla önceki çalışmalarla(3,110) uyumlu olarak çalışmamızda alt premolar dişler kullanıldı.

Lee ve ark. (164) yaptığı çalışma sonucunda dentin dehidratasyonun kollajen ve proteoglikan matrisi üzerindeki zararlı etkilerinin, dentin büzülmesini tetikleyerek, stres konsantrasyonunda ve çatlak yayılmasında artışa neden olduğunu ve bunun da nihayetinde kırılma dayanıklılığında önemli bir azalmaya katkıda bulunabileceğini göstermişlerdir. Nadeau ve ark.(165) tarafından yapılan bir çalışma sonucunda serbest su kaybından sonra kısmen susuz kalmış kök dentinin, azalmış sertleşme mekanizmasına sahip kırılğan bir malzeme özelliklerine sahip olduğu doğrulanmıştır. Bu bilgilerden yola çıkarak dentinin dehidratasyonunu önlemek amacıyla dişler steril salin içerisine bırakıldı ve kullanım zamanına kadar haftada 1 kez olacak şekilde steril salin değiştirildi.

İn vitro çalışmalarda, gelen kuvvetin dağılımını etkileyebilecek periodontal ligamenti taklit etmek çok zordur. Milani ve ark.(166) yaptığı çalışma sonucu periodontal ligamentler viskoelastik özelliklerinden dolayı dişlere gelen yükün oluşturduğu gerilimi dağıtmakta çok önemli bir işleve sahip olduğu bildirilmiştir. Bortoluzzi ve ark.(167)'nın yaptığı çalışma sonucunda çatlak oluşumunu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Onnink , Ribeiro ve ark. (168,169) yaptığı çalışmalarda kemik ve periodontal ligament varlığını taklit edilmemişken diğer çalışmalarda birçok farklı girişimlerde bulunulmuştur. Lertchirakarn ve ark.(73)'nın yaptığı çalışmada periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla diş kökleri silikon ile kaplanmıştır. Diğer taraftan Soros ve ark.(170)'nın yaptığı çalışma sonucunda periodontal ligamentlerin basınç altında bükülebildiklerini, buna karşın elastomerik materyallerin sıkışma kuvvetlerine karşı koyma yeteneklerinin olmadığını ifade etmişlerdir. Wilcox ve ark.(23)'nın yaptığı çalışmada ise periodontal ligamenti taklit etme amacıyla dişleri tek tabaka alüminyum kâğıdı ile kaplamış ve kemiği taklit etmek için ise bu örnekler akrilik rezin içerisine gömülmüştür. Bizim çalışmamızda da periodontal ligamenti taklit etmek için diğer çalışmalarda olduğu gibi elastomerik silikon ölçü materyali kullanıldı (114,171).

Endodontik tedavi uygulanırken genellikle kök kanal irrigasyonu olarak kullanılan NaOCl, çok reaktif bir ajan olduğundan uzun süre yüksek bir konsantrasyonda uygulandığında, istenen terapötik etkilerinin yanı sıra kök kanal

dentini üzerinde istenmeyen etkilere sahip olduğu söylenebilir. Sim ve ark.(48) tarafından bir çalışma sonucunda, dentinin yüksek konsantrasyonda sodyum hipoklorite maruz kalmasının, dentinin mukavemetini ve esnekliğini azaltacağı bulunmuştur. Marending ve ark.(172) yaptığı bir çalışmada ise su, %1, %5 ve %9'luk NaOCl solüsyonlarının dentinin mekanik, kimyasal ve yapısal özellikleri üzerine etkileri incelenmiştir. Su ve %1'lik NaOCl solüsyonunun dentinin elastik modülü ve esneklik dayanımında anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir. Bu yüzden çalışmamızda NaOCl'nin bu zararlı etkilerinden kaçınmak için irrigasyon solüsyonu olarak %1 konsantrasyonunda NaOCl kullandık.

Apikal preparasyon, bu bölgedeki temizliği sağlar ve kanal dolgusunun başarısını arttırır (173). Wu ve ark. (174) yaptığı çalışma sonucunda başarının büyük bir kısmını oluşturan uygun apikal sınırın belirlenmesi, vital pulpanın veya enfekte kanalların tanısına göre farklılık göstereceği bildirilmiştir. Her ne kadar apikal daralma kök kanal tedavisi için ideal sonlandırma olarak savunulsa da bu noktanın klinik olarak yerini belirlemek zordur. Bir başka yararlı işaretleyici, apeks bulucuyla yeri belirlenebilen apikal foramenlerdir. Apikal daralma ile apikal foramen arasındaki mesafe 0,5 ile 1 mm arasında değişmektedir (175); böylece apikal foramenlerin konumu apikal daralmanın konumunun tahmin edilmesine olanak sağlar. Adorno ve ark.(176) tarafından yapılan bir çalışmada farklı preparasyon teknikleri ve farklı çalışma boylarında apikalde çatlak oluşumu incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda preparasyon tekniklerinin apikal çatlak oluşumunda herhangi bir etkisi olmadığı ama çalışma boyunun apikal çatlak oluşumunda etkili olduğu bulunmuştur. Çalışma uzunluğu apikal foramene ulaştığında dişte daha fazla çatlak görülmüştür. Birçok çalışmada çalışma boyunun apikal foramenden 1mm geride olması gerektiği gösterilmiştir (4,88). Bu bilgilere dayanarak biz de preparasyonu, çalışma boyunu apikal foramenden 1 mm kısa hesaplayarak yaptık.

Preparasyon işlemi, dentinin çıkarılmasını içerir ve köklerin gücünü tehlikeye atabilir (177). Wilcox ve ark.(23) yaptığı çalışma sonucunda kök dolgulu dişin kırılmaya karşı direnci, kalan diş yapısının miktarıyla doğrudan ilişkili olduğu bulunmuştur. Sathorn ve ark.'nın(177) yaptığı çalışma sonucunda klinisyenlerin kanal boyutunu küçük tutarak dişlerin kırık duyarlılığını azaltabilecekleri sonucuna varmışlardır. Adorno ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, preparasyon işleminde apikaldeki genişletme 15 numaralı eğeye kadar yapıldığında apikalde çatlak oluşan diş

sayısı 4 ve 25 numaralı eğeye kadar preparasyon yapıldığında apikalde çatlak oluşan diş sayısı 11 bulunmuştur (84). İdeal ana apikal eğe, iatrojenik hataların önlenmesi, bakteriyel azalma ve dentin kalıntılarının uzaklaştırılması söz konusu olduğundan önemli bir faktördür. Daha küçük eğe boyutları, dentin yapısını mümkün olduğu kadar koruyarak iatrojenik hata riskini azaltırken(23), daha büyük eğe boyutları enstrümantasyon sırasında enfekte dentinin çıkarılmasını ve bakteriyel azalmayı daha verimli bir şekilde başarır (178). Tüm bu bilgilere dayanarak bizim çalışmamızda apikal genişletme 25 numaralı eğeye kadar yapıldı.

Daha önce, endodontik prosedürlerin kök dentin üzerindeki etkisini değerlendirmek için çok sayıda metodoloji kullanılmıştır. Bunlar arasında gerilme dağılımı ölçümleri (73), sonlu element analizi(179), kırılma mukavemeti testleri(116,180), farklı kesitlerde çatlakların varlığının gözlemlenmesi(110,162,181) ve apikal yüzeyde çatlak başlangıcının ve ardından yayılımının değerlendirilmesi(182,183) yer almaktadır. Kesitlerdeki farkı belirlemek için kök yüzeyinin ve dentinin birden fazla düzeyde incelenmesi yararlı görünmektedir (114).Biz de çalışmamızda diştten 3,6,9 mm' den horizontal kesitler olarak farklı kesitleri inceledik.

Kesit alma yönteminin çatlak oluşumuna yol açmış olabileceği düşünülmüştür. Ama bizim çalışmamızda preparasyon yapılmayan kontrol grubunda herhangi bir çatlak görülmedi. Bu sonuç, benzer kesit alma yöntemi kullanan ve çatlakların kanal hazırlığı nedeniyle olduğu sonucuna varan diğer çalışmalarla uyumludur (25,115,176).

Dentin çatlağını görüntüleme yöntemleri olarak stereomikroskop, SEM, transillüminasyon ve mikro-BT sayılabilir (138). Abdollah , Wrightjr ve arkadaşlarının(139,184) yaptığı çalışmalarda transillüminasyon ile birlikte metilen mavisi ile boyamanın dentin çatlaklarının değerlendirilmesinde tercih ettikleri tekniklerdir. Son zamanlarda dentin çatlağı çalışmalarda sık tercih edilen yöntemlerden olan micro-BT'nin (7,161,185) tahribatsız bir görüntü , işlem öncesi ve sonrası görüntü alıp karşılaştırmalı olarak incelenmesi avantajları olarak sayılırken ; tekniğin klinik kullanıma uygun olmaması ve nem içeriği dentin mikro çatlaklarının görünürlüğünü etkileyerek yanlış negatif sonuçlara ve çatlak oluşumunun hafife alınmasına yol açabilmesi dezavantajları olarak sayılabilmektedir (144). Dentin çatlağı çalışmalarda ulaşım kolaylığı ve maliyetinin düşük olması sebebiyle sık tercih edilen diğer yöntem ise mikroskop ile incelemedir (4,25,88,186,187).

Biz de çalışmamızda dişlerden aldığımız horizontal kesitleri, çatlak görünürlüğünü belirginleştirmek için çürük boyası ile boyayıp daha sonra mikroskop büyütmesi altında inceledik.

Daha önceki dentin çatlağı çalışmalarına bakıldığında dentin defektlerinin lokalizasyonunu ve şeklini belirlemek amacıyla birçok farklı tür tanımlama kullanılmıştır. Sınıflandırmayı yapmak için vertikal kırık, tamamlanmış çatlaklar, tamamlanmamış çatlaklar, çizgisel çatlaklar (craze line), primer kırık, sekonder kırık, gibi terimler kullanılmaktadır. Yoldas ve ark. ve Dane ve ark. (4,135)yaptığı çalışmalarda sadece defekt var/defekt yok şeklinde sınıflama yapılmışken, Helvacıoglu ve Altshul ve ark.(187,188) yaptığı çalışmalarda daha ayrıntılı bir sınıflandırma yapmayı tercih etmişlerdir.

Biz çalışmamızda alınan horizontal kesitlerde öncelikle dişleri çatlak var ve çatlak yok olarak ayırdık. Daha sonrasında ise çatlak gördüğümüz dişleri tamamlanmış çatlak (vertikal kök kırığı) ve tamamlanmamış çatlak olarak sınıflandırdık (85). Bu şekildeki sınıflandırma bize hem tüm defekt varlığını görebilme hem de defekt varsa tipini belirleyebilme olanağını tanımıştır.

Shemesh ve ark.(85) yaptığı çalışmada kırıklarının kafa karıştırıcı tanımlarından kaçınmak için üç belirgin kategori oluşturulmuştur: "kusur yok", "kırık" ve "diğer kusurlar". "Kusur yok", hem kökün dış yüzeyinde hem de iç kök kanal duvarında belirgin kusurlar bulunmayan, herhangi bir çizgi veya çatlak içermeyen kök dentini olarak tanımlanmıştır. "Kırık", kök kanal boşluğundan kökün dış yüzeyine kadar uzanan bir çizgi olarak tanımlanmıştır (23). "Diğer kusurlar", kök kanalından dış kök yüzeyine kadar uzanmayan tüm diğer çizgiler olarak tanımlanmıştır (23). Kök kanal sistemlerinin mekanik enstrümantasyonu sırasında, özellikle apikal bölgede, dentin duvarlarının incilmesi ve gerilmenin artması sonucu mikro çatlaklar oluşabilir (189,190). Bunun dışında dentin kaybı veya dehidratasyonu ve irrigasyon solüsyonlarının olumsuz etkisi gibi çeşitli predispozan faktörler VKK olasılığını artırabilir (180,191). Bu bilgilere bakılarak çalışmamızda mevcut çatlakların öncü etkilerini ortadan kaldırmak için diş seçimi aşamasında kök yüzeyinde çatlak görülen dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Kontrol grubunda hiçbir kesitte çatlak olmaması da çalışmamızın güvenilirliğini arttırmakta ve bu durumu desteklemektedir.

Üstün ve ark.(192) yaptığı çalışmada dentinde oluşan mikro çatlakların değerlendirilmesini yaparken tek bir gözlemcinin hata payını önlemek ve daha güvenilir sonuçlar elde etmek için iki gözlemci tarafından kör değerlendirme yapılmıştır. Bizim çalışmamızda işlemler, yapılan prosedürleri standardize etmek için tek bir operatör tarafından yapıldı. Örneklerin incelenmesi aşamasında tek gözlemcinin hata payını önlemek amacıyla iki kör gözlemci tarafından değerlendirme yapıldı.

Bizim çalışmamızın sonuçlarında; kontrol grubunda hiçbir kesitinde çatlak görülmedi ve diğer tüm gruplarda çatlak görüldü. Kesitlere bakıldığında orta kesitte grup 2’de diğer gruplara göre anlamlı derecede daha az çatlak görüldü. Kesit seviyesi gözetilmeksizin gruplar arası karşılaştırma yapıldığında grup 1’ de istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az çatlak görüldü. Kesit seviyesi gözetilmeksizin gruplar arası karşılaştırma yapıldığında grup 4’ te diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla çatlak görülmesi bulundu. Bu durumda gruplar arasında dentin çatlağı açısından fark olmayacağına dair sıfır hipotezimiz reddedildi.

Kesit alma yöntemi, kök kanal duvarının doğrudan incelenmesi yoluyla kök kanal tedavisi prosedürlerinin kök dentini üzerindeki etkisinin değerlendirilmesine olanak tanımış ve yalnızca VKK’nı değil aynı zamanda çatlak çizgileri ve tamamlanmamış çatlaklar gibi dentin defektlerini de gözlemlenmesini sağlayan bir tekniktir (85). Ozlek ve ark(163) yaptığı çalışmada üç tane tek eğe sistemi kullanılarak dentin çatlağı karşılaştırılmış ve bu çalışma sonucunda apikal, orta, koronal üçlüde gruplar arası anlamlı fark görülmüştür. Üstün ve ark. (193)yaptığı çalışmada dişlerin kanal tedavisi tamamlanıp daha sonra 2 grupta kanal dolumları sökülmüştür. Diğer 2 grupta ise kanal dolumları söküldükten sonra yeniden kanal dolumu yapılmıştır. Yapılan bu çalışmada da sonuç olarak apikal, orta, koronal üçlüde anlamlı farklılık bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise orta üçlüde Grup 2’de daha az olacak şekilde anlamlı bir fark bulundu. Bunun sebebinin ise bu gruptaki One Curve eğesinin rotasyon hareketi yapmasından kaynaklı ve kullanılan torkun eğenin ideal torkunun hemen altındaki 2 N/cm ile preparasyon yapılmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Haridas ve ark.(194) yaptığı çalışmada farklı kinematikleri kullanan eğelerin oluşturduğu dentin çatlağının karşılaştırmalı olarak incelenmesi sonucunda apikal ve orta üçlüde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda ise gruplar arasında

apikal ve koronal üçlüde anlamlı bir fark bulunmadı. Bu durumun sebebinin diğer çalışmalardan farklı metotları ve farklı eğe sistemlerini kullanılmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Ni Ti eğelerin iki ana hareket tipi vardır. Bu hareketler rotasyon ve resiprokasyon hareketleri olarak tanımlanmaktadır. Yoldas ve ark., Kansal ve ark.(4,115) yaptığı çalışmalarda sürekli rotasyon ve resiprokasyon hareketleri ile kök kanal preparasyonunun, kullanılan teknikten bağımsız olarak dentin mikro çatlaklarına neden olduğu bildirilmiştir. Yared ve ark.(111) yaptığı çalışma sonucunda , F2 Protaper eğesi ile resiprokasyon hareketi ile bir preparasyon tekniği önermiş ve bunun mümkün olan en az bozulmayla orijinal kök kanal anatomisini koruduğunu göstermiştir. Bürklein ve ark.(88) yaptığı çalışmaya göre, resiprokasyon hareket yapan eğeler, geleneksel tam dizili rotasyon eğe sistemlerine göre dentin mikro çatlaklarının ve dentin hasarının gelişmesini veya yayılmasını teşvik etmeye daha yatkın olacağını savunmaktadır. Bu düşüncenin gerekçesi olarak da kısa sürede önemli miktarda dentini kaldıran resiprokal hareket yapan tek eğe kullanılarak yapılan kök kanal preparasyonunun, daha ilerleyici ve daha yavaş bir mekanik genişlemeyi içeren geleneksel preparasyona göre daha fazla dentin defekti yaratma veya daha da kötüleştirme eğiliminde olduğunu iddia etmektedir. Literatürde rotasyon ve resiprokasyon hareketleri kullanılarak dentin çatlağının karşılaştırıldığı çalışmalarda çelişkili sonuçlar elde edilmiştir. Burklein ve ark.(88) rotasyon ve resiprokasyon hareketle çalışan eğelerle yapılan preparasyonun dentinde defektlere yol açtığını ve apikal düzeyde resiprokasyon hareket yapan eğelerin (Reciproc ve WaveOne) tam sıralı rotasyon hareketi yapan eğelere (Mtwo ve ProTaper) göre önemli ölçüde daha fazla tamamlanmamış dentin çatlakları ürettiğini göstermiştir. Buna karşılık, benzer bir metodoloji kullanılarak yapılmış olan Liu ve ark. (114)'nın çalışmasında ProTaper çoklu eğe rotasyon sisteminin, apikal kök yüzeyinde veya kanal duvarında, tek eğeli rotasyon hareketi yapan (OneShape) veya resiprokasyon hareket yapan tek eğe (Reciproc) sistemlere göre daha fazla çatlağa neden olduğun bulmuşlardır. Ashwinkumar ve ark.(105)'nın yaptığı çalışmada ProTaper döner eğeleri ile kanal hazırlığının, WaveOne resiprokasyon hareketi yapan sisteme göre önemli ölçüde daha fazla mikro çatlak ile ilişkili olduğunu gözlemlemişlerdir.

Bizim çalışmamızda kesit gözetilmeksizin gruplar arasında çatlak oluşumunun karşılaştırılmasında Grup 4' te anlamlı derecede diğer gruplara göre daha fazla çatlak

oluşumu görüldü ve ayrıca grup 1’de anlamlı olarak diğer gruplara göre daha az çatlak oluşumu gözlemlendi. Bu iki grup arasındaki tek fark eğelerin kinematiğidir. Bizim çalışmamızın sonucunda resiprokasyon hareketinin rotasyon hareketine göre daha fazla dentin çatlak oluştuğunu söyleyebiliriz. Bu farkın sadece Grup 1 ve Grup 4’te çıkmasının sebebinin ise diğer grupların tork değerlerinin kullanılan eğelerin ideal torkuna yakın olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Geleneksel endodontik motorlar hassas ve/veya düşük tork ayarlarına izin veremiyordu. Daha sonra üretilen yeni motorlar, arıza durumu oluşmadan maksimum torktan daha düşük bir seviyeye ayarlanabilen ve tork değerlerinin çok ince ayarlanmasına izin veren bilgisayar kontrollü elektroniklere sahip olma özelliği kazandı (20). Düşük torklu motorlar NiTi döner eğelerin daha uzun süreli ve daha güvenli bir şekilde yeniden kullanılmasına olanak tanıyabilir. Bu avantajlarına rağmen olası dezavantajlar arasında, düşük torklu motorların kullanımının kesme verimliliği azaldığı için operatif sekansları da değiştirilmesi sayılabilir. Teorik olarak, yüksek tork kullanan bir alet çok aktiftir ve kök kanallarının preparasyonu daha kolaydır. (131). Dane ve ark.’nın(135) yaptığı çalışmada Protaper eğe sistemiyle iki farklı (maksimum ve minimum) tork ayarlarında preparasyon yapıldıktan sonra gruplar arası dentin çatlak karşılaştırıldı ve çalışmanın sonucunda düşük tork ayarında yüksek torka göre anlamlı derecede daha az çatlak rastlanmıştır. Katkam ve ark.(3) yaptığı çalışmada ise bir tek eğe sistemi ve Protaper Next eğe sistemleri farklı torklarda oluşan dentin çatlaklarını karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın sonucunda tork artışında dentin çatlaklarının arttığı ve Protaper Next eğe sisteminde daha fazla çatlak olduğu bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda kesit gözetilmeksizin gruplar arasında çatlak karşılaştırması yapıldığında Grup 4’te diğer gruplara göre tamamlanmış çatlak oranı istatistiksel olarak anlamlı şekilde fazlaydı. Bu grup resiprokasyon hareketle preparasyon yapan One Recı eğesinin 1 N/cm torkla kullanılmasını içeriyordu. Dolayısıyla bizim çalışmamızda diğer çalışmalardan farklı olarak düşük torkta yüksek torka göre daha fazla çatlak ve sınıf olarak da daha fazla tamamlanmış çatlak görüldü. Bu durumun sebebinin diğer çalışmalara ek olarak farklı kinematikleri kullandığımızdan kaynaklı olduğunu ve tek eğe sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışma olmasından dolayı olduğunu düşünmekteyiz. Düşük tork kullanıldığında eğenin ilerlemesinin daha zor olması ve dişte daha fazla strese neden olduğundan kaynaklı bu grupta daha fazla çatlak ve tamamlanmış çatlak olduğunu düşünmekteyiz.

Kim ve ark.(6) nikel titanyum eğelerle yapılan preparasyon işlemlerinin vertikal kök kırığı oluşumuna etkisinin incelendiği bir çalışmada, oluşan yüksek streslerin dentin defekti oluşumunu arttırdığı ve apikal, orta ve koronal üçlünden alınan horizontal kesitlerle dentin defekti oluşumu arasında bağlantı olduğu bildirilmiştir. Kesitler arası karşılaştırma yapıldığında bazı çalışmalarda apikal kesitte en fazla çatlak görülürken (187,195), bazı çalışmalarda koronal kesitte en fazla çatlak görülmektedir (183,192,196). Ozlek ve ark.(163) yaptığı çalışmada ise kesitler arası çatlak karşılaştırılması yapıldığında apikal, orta ve koronal üçlüde anlamlı fark bulunmamıştır (163). Bu çalışmaların sonuçlarındaki farklılıkların sebebinin farklı metodolojilerin kullanılmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Bizim çalışmamızda tüm gruplar beraber değerlendirilip dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı ve yüzdelerinin kesit seviyelerine göre dağılımına baktığımızda apikalde çatlak görülen diş yüzdesi %27,1, orta kesitte çatlak görülen diş yüzdesi %23,6, koronal kesitte çatlak görülen diş yüzdesi %22,9 olarak bulundu. Bu durum sonucunda anlamlı bir fark olmasa da en fazla çatlak oranı apikal kesitte olduğu görüldü. Aynı şekilde çalışmamızda tamamlanmış çatlak ve tamamlanmamış çatlak yüzdesi de apikal kesitte fazla olduğu görüldü. Bunun sebebinin kökün apikalinin daha ince dentin duvarlarına sahip olduğundan, muhtemelen daha fazla çatlak oluşumuna neden olmuş olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca apikal kesitteki çatlağın fazla çıkmasının diğer bir sebebi olarak da kullandığımız One Curve ve One Recı eğesinin apikal kısmının kalan diğer kısımlarından farklı kesitlere sahip olması sayılabilir.

Ni Ti eğelerin preparasyon sırasındaki hız ve torkunun dentin çatlağına etkilerinin daha fazla araştırılması gerekmekte ve önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Alt premolar dişlerde farklı eğe sistemleri ve farklı tork ayarları ile preperasyon yapıldıktan dentin çatlağının karşılaştırmalı olarak incelediğimiz çalışmamızın sonuçları olarak şunları sayabiliriz:

1) Kontrol grubunda hiçbir kesitte dentin çatlağı oluşumu gözlenmedi. Diğer tüm gruplarda çatlak oluşumu gözlemlendi.

2) Kesitlere bakıldığında orta kesitte Grup 2' de anlamlı derecede diğer gruplara göre daha az çatlak bulundu. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadı.

3) Kesit seviyesi gözetilmeksizin gruplar arası dentin çatlağı insidansı incelendiğinde Grup 1'de diğer gruplara göre anlamlı derecede az dentin çatlağı bulundu. Grup 4'te ise diğer gruplara göre anlamlı derecede daha fazla dentin çatlağı görüldü. Diğer gruplarda ise anlamlı bir fark görülmedi.

4) Kesit seviyesi gözetilmeksizin çatlak tipi açısından incelendiğinde Grup 4'te anlamlı derecede fazla tamamlanmış çatlak olduğu görüldü. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark görülmedi.

5) Gruplar dikkate alınmadan kesit seviyelerindeki çatlak insidansı karşılaştırıldığında önemli seviyede fark olmasa da apikal kesitte çatlak oranı yüksek bulundu.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde düşük tork grupları olan Grup 1 ve Grup 4'te diğer gruplara göre farklı sonuçlar bulundu. Resiprokasyon hareketinin rotasyon hareketine göre daha fazla dentin çatlağı oluşturabileceğini söyleyebiliriz. Her ne kadar düşük torkta dişe daha az stres geleceği ve dişte daha az çatlak görüleceği düşünülse de Ni Ti eğelerin ideal önerilen tork kullanımından uzaklaştıkça farklı sonuçlar çıkabilmektedir.

Bizim önerimiz Ni Ti eğeleri üretici firmanın önerdiği tork değerlerinde kullanılmasıdır.

KAYNAKÇA

1. Prof.Dr.M.Kemal Çalışkan. ENDODONTİDE TANI VE TEDAVİLER. 2006. bs. NOBEL KİTAPEVİ;
2. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endodontic Topics. 2005;10(1):30-76.
3. Katkam LR, Maheshwari Z, Reddy KS, Gandhi PP, Deore RB, Kharkar AP. Comparative evaluation of the effects of different torque settings on dentinal crack formation using single- and multi-file system: An in vitro study. J Conserv Dent Endod. Haziran 2024;27(6):603-7.
4. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. J Endod. Şubat 2012;38(2):232-5.
5. Kwak SW, Shen Y, Liu H, Kim HC, Haapasalo M. Torque Generation of the Endodontic Instruments: A Narrative Review. Materials (Basel). 17 Ocak 2022;15(2):664.
6. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. J Endod. Temmuz 2010;36(7):1195-9.
7. De-Deus G, Silva EJNL, Marins J, Souza E, Neves A de A, Gonçalves Belladonna F, vd. Lack of causal relationship between dentinal microcracks and root canal preparation with reciprocation systems. J Endod. Eylül 2014;40(9):1447-50.
8. Li S hui, Lu Y, Song D, Zhou X, Zheng Q hua, Gao Y, vd. Occurrence of Dentinal Microcracks in Severely Curved Root Canals with ProTaper Universal, WaveOne, and ProTaper Next File Systems. J Endod. Kasım 2015;41(11):1875-9.
9. Serafin M, De Biasi M, Franco V, Angerame D. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. Odontology. Nisan 2019;107(2):196-201.

10. Gouédard C, Pino L, Arbab-Chirani R, Arbab-Chirani S, Chevalier V. Comparison of the cyclic fatigue resistance of One Curve, F6 Skytaper, Protaper Next, and Hyflex CM endodontic files. *Restor Dent Endod*. Mayıs 2022;47(2):e16.
11. Kharouf N, Pedullà E, Nehme W, Akarma K, Mercey A, Gros CI, vd. Apically Extruded Debris in Curved Root Canals Using a New Reciprocating Single-File Shaping System. *J Endod*. Ocak 2022;48(1):117-22.
12. Tayfun Alaçam. Endodonti. ANKARA: Özyurt matbaacılık; 2012.
13. Küçükay ES. Kök Kanalı şekillendirme yöntemleri. İSTANBUL: Promat A.Ş.; 2004.
14. Versiani M, Martins J, Ordinola-Zapata R. Anatomical complexities affecting root canal preparation: a narrative review. *Australian Dental Journal*. 2023;68(S1):S5-23.
15. Meyer G. Aufbereitung des Wurzelkanals. 1991. 864-870 s.
16. Prof.Dr.M.Kemal Çalışkan. Endodontide Tanı ve Tedaviler. NOBEL KİTAPEVİ; 2006. 274-276 s.
17. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. Nisan 1974;18(2):269-96.
18. Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*. 2000;16(5):218-21.
19. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*. 2006;13(1):57-83.
20. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*. Haziran 2000;16(3):95-100.
21. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod*. Kasım 2017;43(11):1872-7.

22. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. Ocak 1999;32(1):24-31.
23. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *Journal of Endodontics*. 01 Ağustos 1997;23(8):533-4.
24. Barreto MS, Moraes RDA, Da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS. Vertical Root Fractures and Dentin Defects: Effects of Root Canal Preparation, Filling, and Mechanical Cycling. *Journal of Endodontics*. Ağustos 2012;38(8):1135-9.
25. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod*. Şubat 2009;35(2):236-8.
26. Arslan H, Karataş E, Capar ID, Ozsu D, Doğanay E. Effect of ProTaper Universal, Endoflare, Revo-S, HyFlex coronal flaring instruments, and Gates Glidden drills on crack formation. *J Endod*. Ekim 2014;40(10):1681-3.
27. Kruzic JJ , Nalla RK. Mechanistic aspects of in vitro fatigue crack growth in dentin. 2005;
28. Ingle JI, Bakland LK. Vertical root fractures in endodontically treated teeth. 2008;676.
29. Louis H. Berman KMH. Cohen's Pathways of the Pulp. İçinde: 12.Baskı. 2023.
30. American Association of Endodontics:Cracking the cracked tooth code. Chicago;
31. Ersev H, Yilmaz B, Pehlivanoğlu E, Özcan-Çalışkan E, Erişen FR. Resistance to vertical root fracture of endodontically treated teeth with MetaSEAL. *J Endod*. Mayıs 2012;38(5):653-6.
32. Tamse A, Fuss Z. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J endodontics*. 1999;

33. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. Nisan 1992;67(4):458-67.
34. Meister F, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. Mart 1980;49(3):243-53.
35. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. Ocak 1992;73(1):99-102.
36. Lertchirakarn V, Palamara J, Messer H. Patterns of Vertical Root Fracture: Factors Affecting Stress Distribution in the Root Canal. *Journal of Endodontics*. Ağustos 2003;29(8):523-8.
37. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*. Ağustos 1999;32(4):283-6.
38. Paul RA, Tamse A, Rosenberg E. Cracked and broken teeth--definitions, differential diagnosis and treatment. *Refuat Hapeh Vehashinayim* (1993). Nisan 2007;24(2):7-12, 68.
39. Rud J, Omnell KA. Root fractures due to corrosion. Diagnostic aspects. *Scand J Dent Res*. 1970;78(5):397-403.
40. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Ganor Y, Kaffe I. Radiographic features of vertically fractured, endodontically treated maxillary premolars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Eylül 1999;88(3):348-52.
41. Nair MK, Nair UDP null, Gröndahl HG, Webber RL, Wallace JA. Detection of artificially induced vertical radicular fractures using tuned aperture computed tomography. *Eur J Oral Sci*. Aralık 2001;109(6):375-9.
42. Hannig C, Dullin C, Hülsmann M, Heidrich G. Three-dimensional, non-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. *Int Endod J*. Aralık 2005;38(12):904-13.
43. Frank RJ, Antrim DD, Bakland LK. Effect of retrograde cavity preparations on root apexes. *Endod Dent Traumatol*. Nisan 1996;12(2):100-3.

44. Senia ES, Marshall FJ, Rosen S. The solvent action of sodium hypochlorite on pulp tissue of extracted teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* Ocak 1971;31(1):96-103.
45. Di Renzo M, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials.* Nisan 2001;22(8):787-92.
46. Sakae T, Mishima H, Kozawa Y. Changes in bovine dentin mineral with sodium hypochlorite treatment. *J Dent Res.* Eylül 1988;67(9):1229-34.
47. Barbosa SV, Safavi KE, Spångberg SW. Influence of sodium hypochlorite on the permeability and structure of cervical human dentine. *Int Endod J.* Kasım 1994;27(6):309-12.
48. Sim TPC, Knowles JC, Ng Y, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endodontic J.* Mart 2001;34(2):120-32.
49. Perez F, Rouqueyrol-Pourcel N. Effect of a low-concentration EDTA solution on root canal walls: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* Mart 2005;99(3):383-7.
50. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod.* Ocak 2002;28(1):17-9.
51. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res.* Aralık 2003;82(12):957-61.
52. Saleh AA, Ettman WM. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *J Dent.* Ocak 1999;27(1):43-6.
53. Mayrand D, Grenier D. Detection of collagenase activity in oral bacteria. *Can J Microbiol.* Şubat 1985;31(2):134-8.
54. Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res.* Mayıs 2004;83(5):414-9.

55. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* Kasım 1997;25(6):441-58.
56. Currey JD. Effects of differences in mineralization on the mechanical properties of bone. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 13 Şubat 1984;304(1121):509-18.
57. Vincent JFV. *Structural Biomaterials.* Princeton University Press; 1990. 260 s.
58. Kishen A, Ramamurty U, Asundi A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res.* 15 Eylül 2000;51(4):650-9.
59. Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *J Biomech.* Eylül 1993;26(9):1055-65.
60. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. *Biomaterials.* Aralık 2003;24(28):5209-21.
61. Kishen A, Asundi A. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. *J Biomed Mater Res A.* 01 Mayıs 2005;73(2):192-200.
62. Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. On the fracture of human dentin: is it stress- or strain-controlled? *J Biomed Mater Res A.* 01 Kasım 2003;67(2):484-95.
63. Kishen A, Asundi A. Photomechanical investigations on post endodontically rehabilitated teeth. *J Biomed Opt.* Nisan 2002;7(2):262-70.
64. Incompletely fractured teeth--a survey of endodontists
65. Sathorn C, Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* Nisan 2005;31(4):288-92.

66. Porter AE, Nalla RK, Minor A, Jinschek JR, Kisielowski C, Radmilovic V, vd. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials*. Aralık 2005;26(36):7650-60.
67. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials*. Haziran 2005;26(16):3363-76.
68. Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, Arola D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials*. Nisan 2006;27(11):2507-17.
69. Viguet-Carrin S, Garnero P, Delmas PD. The role of collagen in bone strength. *Osteoporos Int*. 2006;17(3):319-36.
70. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *Journal of Endodontics*. Aralık 1983;9(12):544-50.
71. Dang DA, Walton RE. Vertical root fracture and root distortion: Effect of spreader design. *Journal of Endodontics*. Temmuz 1989;15(7):294-301.
72. Dalat DM, Spångberg LS. Comparison of apical leakage in root canals obturated with various gutta percha techniques using a dye vacuum tracing method. *J Endod*. Temmuz 1994;20(7):315-9.
73. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *Journal of Endodontics*. Şubat 1999;25(2):99-104.
74. Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Haziran 2000;89(6):739-43.
75. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals - PubMed
76. Wu MK, Van Der Sluis LWM, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *Journal of Dentistry*. Mayıs 2004;32(4):265-8.

77. Shinogaya T, Sodeyama A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of young adults. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;7(2):65-70.
78. Rosen H, Partida-Rivera M. Iatrogenic fracture of roots reinforced with a cervical collar. *Oper Dent*. 1986;11(2):46-50.
79. Comparison of the remaining dentin thickness in the root after hand and four rotary instrumentation techniques: an in vitro study
80. Tabrizizadeh M, Reuben J, Khalesi M, Mousavinasab M, Ezabadi MG. Evaluation of radicular dentin thickness of danger zone in mandibular first molars. *J Dent (Tehran)*. 2010;7(4):196-9.
81. Zuckerman O, Katz A, Pilo R, Tamse A, Fuss Z. Residual dentin thickness in mesial roots of mandibular molars prepared with Lightspeed rotary instruments and Gates-Glidden reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Eylül 2003;96(3):351-5.
82. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques
83. Vadera VP, Punia SK, Makandar SD, Bhargava R, Bapna P. A Comparative Evaluation of the Efficiencies of Different Rotary File Systems in Terms of Remaining Dentin Thickness Using Cone Beam Computed Tomography: An In Vitro Study. *Cureus*. Haziran 2024;16(6):e61566.
84. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod*. Mart 2009;35(3):389-92.
85. Shemesh H, Bier CAS, Wu M -K., Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endodontic J*. Mart 2009;42(3):208-13.
86. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars

87. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J*. Temmuz 2009;42(7):593-602.
88. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*. Nisan 2013;39(4):501-4.
89. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod*. Haziran 2004;30(6):432-5.
90. Nickel-Titanium instruments applications in endodontics | CiNii Research
91. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. Temmuz 2000;33(4):297-310.
92. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*. Nisan 1995;21(4):173-6.
93. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. Ağustos 2004;30(8):559-67.
94. Song YL, Bian Z, Fan B, Fan MW, Gutmann JL, Peng B. A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. *Int Endod J*. Nisan 2004;37(4):265-71.
95. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J*. Ekim 2005;38(10):743-52.
96. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J*. Ocak 2009;42(1):22-33.
97. Schäfer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod*. Haziran 1999;25(6):427-30.

98. Prof.Dr.M.Kemal Çalışkan. Endodontide Tanı ve Tedaviler. İçinde: Bölüm 9: Kök kanal aletleri ve kanal genişletme yöntemleri. 2006.
99. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. J Endod. Ocak 2003;29(1):15-9.
100. Shen Y, Zhou H min, Zheng Y feng, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. Şubat 2013;39(2):163-72.
101. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeanson BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. J Endod. Ocak 2011;37(1):72-4.
102. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. J Endod. Mart 2012;38(3):376-80.
103. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. Mart 2011;44(3):253-8.
104. Dr. Turgut Yağmur Yalçın. Endodonti Akıl Notları.
105. Ashwinkumar V, Krithikadatta J, Surendran S, Velmurugan N. Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. Int Endod J. Temmuz 2014;47(7):622-7.
106. Dablanca-Blanco AB, Castelo-Baz P, Miguéns-Vila R, Álvarez-Novoa P, Martín-Biedma B. Endodontic Rotary Files, What Should an Endodontist Know? Medicina (Kaunas). 27 Mayıs 2022;58(6):719.
107. Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. Mayıs 2006;101(5):675-80.
108. Plotzliche O. Exstipation del Zahnpulpa mittels einer durch die Bohrmaschine in Rotation versetzten Nadel. Dtsch Monatsschr Zahnheilk. 1892;32:407-9.

109. Diemer F, Michetti J, Mallet JP, Piquet R. Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *J Endod.* Haziran 2013;39(6):829-32.
110. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod.* Eylül 2014;40(9):1482-4.
111. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* Nisan 2008;41(4):339-44.
112. De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endodontic J.* Aralık 2010;43(12):1063-8.
113. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* Şubat 2016;49(2):119-35.
114. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu MK, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod.* Ağustos 2013;39(8):1054-6.
115. Kansal R, Rajput A, Talwar S, Roongta R, Verma M. Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod.* Eylül 2014;40(9):1443-6.
116. Abou El Nasr HM, Abd El Kader KG. Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *J Endod.* Haziran 2014;40(6):849-51.
117. Zheng YF, Li C, Huang C, Zhao LC. Torsion property and cyclic fatigue fracture behavior of nickel-titanium endodontic instruments. *Key Engineering Materials.* 2005;288:603-6.
118. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod.* Mart 2000;26(3):156-60.
119. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* Ocak 2001;34(1):47-53.

120. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J.* Eylül 2001;34(6):471-5.
121. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* Temmuz 2001;34(5):386-9.
122. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod.* Aralık 2001;27(12):772-4.
123. Kwak SW, Ha JH, Shen Y, Haapasalo M, Kim HC. Effects of Root Canal Curvature and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Files on Torque Generation. *J Endod.* Eylül 2021;47(9):1501-6.
124. Kimura S, Ebihara A, Maki K, Nishijo M, Tokita D, Okiji T. Effect of Optimum Torque Reverse Motion on Torque and Force Generation during Root Canal Instrumentation with Crown-down and Single-length Techniques. *J Endod.* Şubat 2020;46(2):232-7.
125. Maki K, Ebihara A, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Okiji T. Effect of Different Speeds of Up-and-down Motion on Canal Centering Ability and Vertical Force and Torque Generation of Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* Ocak 2019;45(1):68-72.e1.
126. Ha JH, Kwak SW, Sigurdsson A, Chang SW, Kim SK, Kim HC. Stress Generation during Pecking Motion of Rotary Nickel-titanium Instruments with Different Pecking Depth. *J Endod.* Ekim 2017;43(10):1688-91.
127. Gambarini G, Seracchiani M, Piasecki L, Valenti Obino F, Galli M, Di Nardo D, vd. Measurement of torque generated during intracanal instrumentation in vivo. *Int Endod J.* Mayıs 2019;52(5):737-45.
128. Jamleh A, Komabayashi T, Ebihara A, Nassar M, Watanabe S, Yoshioka T, vd. Root surface strain during canal shaping and its influence on apical microcrack development: a preliminary investigation. *Int Endod J.* Aralık 2015;48(12):1103-11.
129. Kwak SW, Ha JH, Cheung GSP, Kim HC, Kim SK. Effect of the Glide Path Establishment on the Torque Generation to the Files during Instrumentation: An In Vitro Measurement. *J Endod.* Mart 2018;44(3):496-500.

130. DENTSPLY Tulsa Dental Specialties Johnson city: Tulsa Dental Specialties; 2012.
131. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. Aust Endod J. Aralık 2001;27(3):99-104.
132. Versümer J, Hülsmann M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. Int Endod J. Ocak 2002;35(1):37-46.
133. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. J Endod. Haziran 2004;30(6):410-2.
134. Dyson JE, Darvell BW. Torque, power and efficiency characterization of dental air turbine handpieces. J Dent. Kasım 1999;27(8):573-86.
135. Dane A, Capar ID, Arslan H, Akçay M, Uysal B. Effect of Different Torque Settings on Crack Formation in Root Dentin. J Endod. Şubat 2016;42(2):304-6.
136. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Balkaya H. Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. Aust Endod J. Nisan 2020;46(1):68-72.
137. One Curve [Internet]. Micro-Mega.
138. A. Versiani M, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. Endodontic Topics. Kasım 2015;33(1):87-156.
139. Abdollah Ghorbanzadeh. Evaluation of Three Methods in the Diagnosis of Dentin Cracks Caused by Apical Resection.
140. Kubo M, Miura J, Sakata T, Nishi R, Takeshige F. Structural modifications of dentinal microcracks with human aging. Microscopy (Oxf). Aralık 2013;62(6):555-61.
141. Wang G, Vannier M. Micro-CT scanners for biomedical applications: an overview. Advanced Imaging. 2001;16(7):18-27.

142. Ketcham RA, Carlson WD. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences. *Computers & Geosciences*. 2001;27(4):381-400.
143. Peyrin F, Dong P, Pacureanu A, Langer M. Micro- and nano-CT for the study of bone ultrastructure. *Curr Osteoporos Rep*. Aralık 2014;12(4):465-74.
144. Versiani MA, Cavalcante DM, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, De-Deus G. A critical analysis of research methods and experimental models to study dentinal microcracks. *Int Endod J*. Mart 2022;55 Suppl 1:178-226.
145. Murgel C. MICRODENTISTRY: CONCEPTS, METHODS, AND CLINICAL INCORPORATION. *MICRO: The International Journal of MicroDentistry*
146. Eichenberger M, Perrin P, Ramseyer ST, Lussi A. Visual Acuity and Experience with Magnification Devices in Swiss Dental Practices. *Oper Dent*. 2015;40(4):E142-149.
147. Ceyhanlı KT, Erdilek N, Tatar İ, Çelik D. Response to comments on to our published article entitled: ‘Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study’. *International Endodontic Journal*. 2016;49(2):212-5.
148. Patil MB, Mandroli PS, Jalannavar P, Patil BB. Dentinal Microcracks after Root Canal Preparation in Primary Root: An In Vitro Evaluation of ProTaper Gold and Kedo-S Rotary File Systems. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. Ekim 2023;16(5):692.
149. Tsisis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients’ medical records. *J Endod*. Mayıs 2010;36(5):797-800.
150. Aydın B, Köse T, Çalışkan MK. Effectiveness of HERO 642 versus Hedström files for removing gutta-percha fillings in curved root canals: an ex vivo study. *Int Endod J*. Kasım 2009;42(11):1050-6.

151. Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *Int Endod J*. Temmuz 2010;43(7):545-54.
152. Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *J Endod*. Eylül 2010;36(9):1455-8.
153. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Ağustos 1991;66(2):181-7.
154. Gianluca G. The K3 rotary nickel titanium instrument system. *Endodontic Topics*. Mart 2005;10(1):179-82.
155. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*. Ekim 2006;39(10):755-63.
156. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. Mart 2000;26(3):161-5.
157. Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *J Endod*. Aralık 2013;39(12):1615-9.
158. Berutti E, Negro A, Lendini M, Pasqualini D. Influence of Manual Preflaring and Torque on the Failure Rate of ProTaper Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. Nisan 2004;30(4):228-30.
159. Publikacja – Comparison of the Shaping Ability of Hyflex® CM™ Files with ProTaper Next® in Simulated L-Curved Canals – Uniwersytet Medyczny w Łodzi
160. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H. Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments. *Int Endod J*. Eylül 2016;49(9):905-10.
161. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Silva EJNL, Neves A de A, Alves H, vd. Micro-computed Tomographic Assessment on the Effect of ProTaper

Next and Twisted File Adaptive Systems on Dentinal Cracks. J Endod. Temmuz 2015;41(7):1116-9.

162. Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. J Endod. Şubat 2013;39(2):262-4.

163. Ozlek E, Gunduz H. The effect of heat-treated single-file systems on dentinal crack formation. Niger J Clin Pract. Mart 2021;24(3):418-24.

164. Lee BS, Hsieh TT, Chi DCH, Lan WH, Lin CP. The role of organic tissue on the punch shear strength of human dentin. J Dent. Şubat 2004;32(2):101-7.

165. Nadeau B, Chen Z, Kishen A. Free Water Loss-induced Heterogeneous Residual Strain and Reduced Fatigue Resistance in Root Dentin: A 3-dimensional Digital Image Correlation Analysis. J Endod. Haziran 2019;45(6):742-9.

166. Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. Iran Endod J. 2012;7(4):177-82.

167. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JMSN, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. Int Endod J. Eylül 2007;40(9):684-91.

168. Onnink PA, Davis RD, Wayman BE. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. Journal of Endodontics. Ocak 1994;20(1):32-7.

169. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. Journal of Dentistry. Ocak 2008;36(1):69-73.

170. Soros C, Zinelis S, Lambrianidis T, Palaghias G. Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. Ağustos 2008;106(2):e64-70.

171. Çiçek E, Aslan MA, Akkoçan O. Comparison of the Resistance of Teeth Instrumented with Different Nickel-Titanium Systems to Vertical Root Fracture: An In Vitro Study. J Endod. Ekim 2015;41(10):1682-5.

172. Marending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J*. Ekim 2007;40(10):786-93.
173. Principles and Practice of Endodontics - Faculty Experts - Loma Linda University
174. Wu MK, Wesselink PR, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Ocak 2000;89(1):99-103.
175. Gutmann JL, Leonard JE. Problem solving in endodontic working-length determination. *Compend Contin Educ Dent*. Mart 1995;16(3):288, 290, 293-294 passim; quiz 304.
176. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of working length and root canal preparation technique on crack development in the apical root canal wall. *Int Endodontic J*. Nisan 2010;43(4):321-7.
177. Sathorn C, Palamara J, Messer H. A Comparison of the Effects of Two Canal Preparation Techniques on Root Fracture Susceptibility and Fracture Pattern. *Journal of Endodontics*. Nisan 2005;31(4):283-7.
178. Parris J, Wilcox L, Walton R. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *J Endod*. Mayıs 1994;20(5):219-24.
179. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J*. Mart 2006;39(3):226-37.
180. Capar ID, Altunsoy M, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge HA. Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *J Endod*. Nisan 2014;40(4):551-4.
181. Shemesh H, Wesselink PR, Wu M -K. Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures. *Int Endodontic J*. Kasım 2010;43(11):995-1000.
182. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Kesim B, Tuncay O. Incidence of apical crack initiation and propagation during the removal of root canal filling material with ProTaper and Mtwo rotary nickel-titanium retreatment instruments and hand files. *J Endod*. Temmuz 2014;40(7):1009-12.

183. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *Journal of endodontics*. 2011;37(4):522-5.
184. Wright HM, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Waller J, Pashley DH. Identification of resected root-end dentinal cracks: a comparative study of transillumination and dyes. *J Endod*. Ekim 2004;30(10):712-5.
185. Root Canal Preparation Does Not Induce Dentinal Microcracks In Vivo - ClinicalKey
186. Barreto. Vertical Root Fractures and Dentin Defects: Effects of Root Canal Preparation, Filling, and Mechanical Cycling. 2012;
187. Helvacioğlu-Yigit D, Aydemir S, Yılmaz A. Evaluation of dentinal defect formation after root canal preparation with two reciprocating systems and hand instruments: an in vitro study. *Biotechnol Biotechnol Equip*. 04 Mart 2015;29(2):368-73.
188. Altshul JH, Marshall G, Morgan LA, Baumgartner JC. Comparison of dentinal crack incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. *J Endod*. Kasım 1997;23(11):683-6.
189. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Ocak 2006;101(1):126-31.
190. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*. Aralık 2006;39(12):931-9.
191. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J*. Ağustos 2009;42(8):705-10.
192. Ustun Y, Aslan T, Sagsen B, Kesim B. The effects of different nickel-titanium instruments on dentinal microcrack formations during root canal preparation. *Eur J Dent*. 2015;9(1):41-6.

193. Üstün Y, Topçuoğlu HS, Düzgün S, Kesim B. The effect of reciprocation versus rotational movement on the incidence of root defects during retreatment procedures. *Int Endod J*. Ekim 2015;48(10):952-8.
194. Haridas K, Hariharan M, Singh P, Varughese A, Ravi AB, Venugopal K. Comparative Evaluation of Microcrack Formation in Different Kinematics Using Rotary and Reciprocating File Systems: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 01 Aralık 2020;21(12):1389-92.
195. Çiçek E, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S. Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: a scanning electron microscopy study. *Scanning*. 2015;37(1):49-53.
196. Priya NT, Chandrasekhar V, Anita S, Tummala M, Raj TBP, Badami V, vd. “Dentinal microcracks after root canal preparation” a comparative evaluation with hand, rotary and reciprocating instrumentation. *J Clin Diagn Res*. Aralık 2014;8(12):ZC70-72.

EKLER

EK 1: Etik Kurul İzin Belgesi

Evrak Tarih ve Sayısı: 11.03.2024-130405



T.C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
REKTÖRLÜĞÜ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı



Sayı : E-41997688-050.99-130405
Konu 01

11.03.2024

Sayın Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL
Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun 05.03.2024 tarihli ve 2024/03 sayılı toplantısında araştırma dosyanız incelenmiş olup karar formu ekte gönderilmiştir. Gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Duygu PERÇİN RENDERS
Başkan

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BS96ED7J6L

Belge Takip Adresi : <https://turkiye.gov.tr/ebd?eK=5378&eD=BS96ED7J6L&eS=130405>

Adres:Evliya Çelebi Yerleşkesi Tavşanlı Yolu 10. km KÜTAHYA
Telefon:0 (274) 260 00 43 / 1139
e-Posta:etik.gir.olmayan@ksbu.edu.tr
Kep Adresi:kutahyasaglikbilimleriuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için: S.Karaçam Bayındır
Unvanı: Hastane Müdürü
Tel No: 3656



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
KARAR FORMU

	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Eğe Sistemleri ve Farklı Tork Değerlerinde Dentin Çatlağının İncelenmesi: İnvitro Bir Çalışma
ETİK KURULU	ETİK KURULUN ADI	Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	KURUL ADRESİ	Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Evliya Çelebi Yerleşkesi Tavşanlı Yolu 10. Km KÜTAHYA
	TELEFON	(0 274) 260 00 43 / 1139
	FAKS	(0 274) 265 22 85
	E-POSTA	etik.gir.olmayan@ksbu.edu.tr
KOORDİNATÖR	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Mehmet Sinan EVCİL
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Endodonti Anabilim Dalı
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi
	YARDIMCI ARAŞTIRMACI VE BÖLÜMÜ	Arş. Gör. Dt. Ezgi ÇABUT (Uzmanlık Tezi)- Endodonti Anabilim Dalı- Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Kan idrar, doku, radyolojik görüntü gibi biyokimya, mikrobiyoloji, patoloji, ve radyoloji koleksiyon materyalleriyle veya rutin muayene, tetkik, tahlil ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak araştırmalar
KARAR	Karar No: 2024/03-12	Tarih: 05.03.2024
	Başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	

Prof. Dr. Duygu PERÇİN RENDERS
Etik Kurulu Başkanı
Tarih: 05.03.2024

