



T.C.

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı



KÖK PERFORASYONLARININ YERİNİN TESPİTİNE FARKLI KİNEMATİKLERİN VE PERFORASYON ÇAPININ ETKİSİ

Ecenur TUZCU

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Safa KURNAZ

Kütahya-2024

T.C.

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

**KÖK PERFORASYONLARININ YERİNİN TESPİTİNE FARKLI
KİNEMATİKLERİN VE PERFORASYON ÇAPININ ETKİSİ**

Dt. Ecenur TUZCU

Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Safa KURNAZ

Kütahya-2024

T.C.

KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

**KÖK PERFORASYONLARININ YERİNİN TESPİTİNE FARKLI
KİNEMATİKLERİN VE PERFORASYON ÇAPININ ETKİSİ**

Bu çalışma, Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2023-140 No'lu proje kapsamında
desteklenmiştir

Dt. Ecenur TUZCU

Uzmanlık Tezi

Tez Savunma Tarihi: 14.05.2024

Tez Danışmanı Doç. Dr. Safa KURNAZ
(Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Jüri Üyesi Prof. Dr. Murat MADEN
(Süleyman Demirel Üniversitesi)

Prof. Dr. Bulem ÜREYEN KAYA
(Süleyman Demirel Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Endodonti Uzmanlık Eğitim Programı Uzmanlık Tezi
olarak 14.05.2024 tarihinde kabul edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
RESİMLER DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanal Terminalinin Morfolojisi.....	3
2.1.1. Anatomik Apeks.....	4
2.1.2. Radyografik Apeks	4
2.1.3. Minör Foramen (Apikal Konstrüksiyon=Minör Apikal Çap=Fizyolojik Foramen)	4
2.1.4. Majör Foramen (Majör Apikal Çap=Anatomik Foramen)	4
2.1.5. Semento Dentinal Birleşim (SDB)	5
2.1.6. Black Aralığı	5
2.2. Çalışma Uzunluğunun Önemi	5
2.3. Çalışma Boyu Tespit Yöntemleri.....	6
2.3.1. Parmak Hassasiyeti Yöntemi	6
2.3.2. Kağıt Koni İncelemeleri.....	6
2.3.3. Radyografik Yöntemler	7
2.4. Elektronik Apeks Bulucular (EAB).....	8
2.4.1. Elektronik Apeks Bulucuların Tarihçesi	8
2.4.2. Birinci Nesil (Rezistans Tip) EAB'ler.....	9
2.4.3. İkinci Nesil (Empedans Tip) EAB'ler	9
2.4.4. Üçüncü Nesil (Frekans Tip) EAB'ler	10
2.4.5. Dördüncü Nesil (Orantı Tip) EAB'ler	11
2.4.6. Elektronik Apeks Bulucular için Yenilikçi Kullanımlar	11
2.4.7. Elektronik Apeks Bulucuların Kullanımı ile İlgili Problemler.....	12
2.5. Kök Perforasyonları	14

2.5.1. Koronal Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar	14
2.5.2. Orta Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar	15
2.5.3. Apikal Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar.....	15
2.5.4. Post Yuvası Açılırken Meydana Gelen Perforasyonlar	16
2.5.5. Patolojik Perforasyonlar	16
2.6. Epidemiyoloji	17
2.7. Kök Kanal Perforasyonlarının Teşhisi.....	18
2.7.1. Radyografik Yöntemlerle Perforasyon Tespiti	18
2.7.2. EAB ile Perforasyon Tespiti	19
2.8. Perforasyonların Prognozunu Etkileyecek Faktörler.....	19
2.9. Kök Perforasyonları ve Periodonsiyum	20
2.10. Entegre Elektronik Apeks Buluculu (EAB) Endomotor Cihazları.....	21
2.11. VDW Gold Reciproc Endomotor	21
2.11.1. Cihaz Ayarları	22
2.11.2. Eğe Sistemi Seçimi	23
2.11.3. Rotasyon Modu.....	23
2.11.4. Resiprokasyon Modu	24
2.11.5. Entegre Elektronik Apeks Bulucu (EAB)	24
2.11.6. Elektronik Apeks Bulucu LED Ekranı.....	25
2.11.7. Entegre Olarak Kanal Uzunluğu Belirleme	25
2.11.8. Ayrı Uzunluk Belirleme (El Aleti ile Çalışma Uzunluğu Belirleme)....	26
2.12. Endodontide Kullanılan Hareket Kinematikleri.....	26
2.12.1. Sürekli Rotasyon Hareketi	27
2.12.2. Resiprokasyon Hareketi	28
2.12.3. Dikey Titreşim	29
2.12.4. Rotasyon Hareketiyle Birlikte Döner Resiprokal Hareket (Adaptif Hareket)	30
2.13. Kök Kanal Preparasyonunda Güncel Yaklaşımlar.....	31
2.14. One Curve Döner Eğe Sistemi	31
2.15. One Recipro Resiprokasyon Sistemi	32
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	34
3.1. Çalışma Modeli ve Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	34
3.2 Örnek Seçimi	34
3.3. Örneklerin Hazırlanması	36
3.4. Örneklerin Gruplara Ayrılması	36

3.5. Kök Kanal Perforasyonlarının Oluşturulması	37
3.6. Gerçek Uzunlukların Belirlenmesi	39
3.7. Aljinat Modelin Hazırlanması	40
3.8. Elektronik Uzunlukların Belirlenmesi.....	41
3.9. Gerçek Uzunluk ile Elektronik Uzunluğun Karşılaştırılması.....	45
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	45
4. BULGULAR.....	46
4.1. Perforasyon Çapı ile İlgili Bulgular	46
4.2. Kinematikler ile İlgili Bulgular	51
5. TARTIŞMA.....	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
KAYNAKLAR.....	68
EKLER.....	91

TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkıları ile yöneten, tezimin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen hocam Sayın Doç. Dr. Safa KURNAZ'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Üniversitemizin rektörü Prof. Dr. Ahmet TEKİN'e, fakültemiz dekanı Prof. Dr. Sezgin ZEREN'e, eğitimime katkılarından dolayı tüm Endodonti Anabilim Dalı'ndaki hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Arzu KAYA MUMCU ve Dr. Öğr. Üyesi Gülsen KİRAZ'a, uyumlu bir çalışma fırsatı bulduğum asistan arkadaşlarıma, **TDH-2023-140** proje numarası ile tez çalışmamı destekleyen Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne ve çalışmalarım sırasında ilgi ve desteklerini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Dt. Ecenur TUZCU

Kök Perforasyonlarının Yerinin Tespitine Farklı Kinematiklerin ve Perforasyon Çapının Etkisi

ÖZET

Amaç: Kök kanal perforasyonları, kök kanalı sistemi ile periodontal dokular arasında oluşan patolojik bağlantı olarak tanımlanır. Kök kanal perforasyonlu dişin prognozu, perforasyonun oluşumu ile tamiri arasında geçen zamandan önemli ölçüde etkilenir. Perforasyonların erken ve doğru teşhisi, dişin prognozunu iyileştirir. Bu çalışma, kök kanal perforasyonları çapındaki farklılıkların ve nikel-titanyum alet kinematiğinin, entegre elektronik apeks buluculu (EAB) endomotorun perforasyonları tespit etmedeki etkinliğini değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Gereç ve Yöntem: Yüz adet tek köklü çekilmiş alt premolar dişe, apeksin 5 mm yukarisından standart olarak beş farklı çapta (0,25, 0,50, 0,75, 1,00 ve 1,25 mm) yapay perforasyonlar oluşturuldu. Kök kanal perforasyonlarının oluşturulması ve ardından perforasyon çapına göre gruplamayı takiben, dişler ayrıca kinematik (rotasyon, resiprasyon) alt gruplarına ayrıldı (n=10). Perforasyon bölgesine kadar olan gerçek uzunlukların dental operasyon mikroskobu altında hassas ölçümlerinden sonra, elektronik uzunluk ölçümleri entegre EAB ile rotasyon veya resiprokasyon kinematikleri kullanılarak gerçekleştirildi. Her dişte elektronik uzunluklar gerçek uzunluklarla karşılaştırıldı. Elektronik uzunlukların gerçek uzunluktan sapma miktarlarının hesaplanmasının ardından tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve bağımsız t-testleri ($p<0,05$) kullanılarak istatistiksel analiz yapıldı.

Bulgular: Entegre EAB 0,25 mm ve 0,50 mm çaplı perforasyonları tespit edemedi. 1,00 mm ve 1,25 mm'lik perforasyonlar için elektronik uzunlukların doğruluğu benzerdi ($p>0,05$), ancak bu ölçümler 0,75 mm grubuna kıyasla daha yüksek hassasiyet gösterdi ($p<0,05$). Preparasyon sırasında kullanılan kinematik, elektronik uzunluk ölçümlerinin doğruluğunu etkilemedi ($p>0,05$).

Sonuç: Entegre EAB'li endomotor çok küçük perforasyonları tespit edemedi. Preparasyon sırasında kullanılan kinematiğin perforasyon tespiti üzerinde önemli bir etkisi yoktu. Klinisyenler çok küçük perforasyonları tespit ederken özellikle dikkatli olmalı ve ek teşhis yöntemlerinden faydalanmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Elektronik apeks bulucu, Kinematik, Kök kanal perforasyonu, Resiprokasyon, Rotasyon

Effect of Different Kinematics and Perforation Diameter on the Detection of Root Canal Perforations

ABSTRACT

Aim: Root canal perforations (RCPs) are defined as a pathological connection between the root canal system and periodontal tissues. The prognosis of a tooth with a RCP is significantly influenced by the time elapsed between the perforation's formation and its repair. Early and accurate diagnosis of perforations improves the tooth's prognosis. The present study aims to assess the impact of variations in RCP diameter and nickel-titanium instrument kinematics on the efficacy of the endomotor with an integrated apex locator (EIAL) in pinpointing RCPs.

Material-Methods: One hundred extracted, single-rooted mandibular premolars received artificial perforations at five different diameters (0.25, 0.50, 0.75, 1.00, and 1.25 mm) standardized at 5 mm above the apex. Following creation of RCPs and subsequent group allocation based on perforation diameter, the teeth were further subdivided into kinematic (rotation, reciprocation) subgroups (n=10). Following precise measurement of the actual lengths (ALs) to the perforation site under a dental operating microscope, electronic lengths (ELs) were obtained with an EIAL, using rotary or reciprocating kinematics throughout the root canal preparations. To quantify deviations from AL, measurements of EL were compared for each tooth, followed by statistical analysis using a one-way analysis of variance (ANOVA) and independent t-tests ($p < 0.05$).

Results: Integrated apex locator were unable to detect perforations of 0.25 mm and 0.50 mm diameter. Accuracy of ELs was similar for 1.00 mm and 1.25 mm perforations ($p > 0.05$), however, these measurements exhibited greater precision compared to the 0.75 mm group ($p < 0.05$). Kinematics used during preparation did not affect the accuracy of EL measurements ($p > 0.05$).

Conclusions: EIAL could not detect very small perforations. Kinematics used during preparation had no significant effect on perforation detection. Clinicians should be especially cautious when identifying very small perforations and consider using additional detection methods.

Keywords: Electronic apex locator, Kinematics, Reciprocation, Root canal perforation, Rotation

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ark: Arkadaşları

CHX: Klorheksidin

EAB: Elektronik apeks bulucu

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

EU: Elektronik uzunluk

GU: Gerçek uzunluk

IRM: İntermediate restorative material

KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

NaOCl: Sodyum hipoklorit

MAF: Master apical file

MTA: Mineral trioxide aggregate

n: Örnek sayısı

NiTi: Nikel titanyum

SDB: Semento dentinal birleşim

RESİMLER DİZİNİ

Resim 2.1. VDW Gold Reciproc Endomotor.....	21
Resim 3.1. Bukkal, lingual, mesial ve distal bölgenin dental operasyon mikroskobu altındaki görüntüleri	35
Resim 3.2. Bukkal, lingual, mesial ve distal bölgeden çekilen periapikal radyografiler	35
Resim 3.3. Perforasyon oluşturmak için kullanılan frezlerin çapları	38
Resim 3.4. Anatomik apeksten 5 mm koronalde olacak şekilde örneklerin işaretlenmesi.....	38
Resim 3.5. #20 K-tipi eğenin perfore alandaki görüntüsü	39
Resim 3.6. Lastik stoper ile eğenin ucu arasındaki mesafenin dental operasyon mikroskobu altında dijital kumpas ile ölçümü	40
Resim 3.7. Ağız içi ortamı taklit eden aljinat modeli.....	41
Resim 3.8. A. ‘Apex Locator On’ modu B. ‘Auto Apex Stop’ modu	43
Resim 3.9. A. One Curve eğesi B. One Recı eğesi	43
Resim 3.10. VDW Gold Reciproc endomotorunun ‘Auto Apex Stop’ modu sayesinde eğenin perfore alana geldiğinde kendiliğinden durması	44
Resim 3.11. Eğenin ucu ile lastik stoper arasındaki mesafenin dijital kumpas ile dental operasyon mikroskobu altında ölçülmesi	44

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kök kanal terminalinin morfolojisi.....	3
Şekil 2.2. Koronal üçlüde yer alan perforasyon	14
Şekil 2.3. Orta üçlüde yer alan perforasyon	15
Şekil 2.4. Apikal üçlüde yer alan perforasyon	15
Şekil 2.5. Post kavitesi açılırken meydana gelen perforasyon	16
Şekil 4.1. EU-GU değerlerinin gruplar arası normallik dağılım grafiği	47
Şekil 4.2. EU-GU ölçümlerinin farklı kinematik tipi ve farklı perforasyon çapına göre ortalama ve standart sapma değerleri	54



TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Deney Grupları.....	37
Tablo 4.1. Gruplar Arası Normallik Dağılımı	46
Tablo 4.2. Grup 3 (0,75 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı	48
Tablo 4.3. Grup 4 (1,00 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı	49
Tablo 4.4. Grup 5 (1,25 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı	50
Tablo 4.5. EU-GU Değerlerinin Gruplar Arası Tek Yönlü ANOVA Testi Sonuçlarına Göre Anlamlılık Düzeyleri.....	52
Tablo 4.6. EU-GU Ölçümlerinin Kinematik Tipi ve Perforasyon Çapına Göre Ortalama ve Standart Sapma Değerleri.....	53

1. GİRİŞ

Kök perforasyonları, kök kanal sistemi ile periodontal dokular arasında patolojik bir bağlantı olarak tanımlanmaktadır.¹ Çürük, internal ve eksternal rezorpsiyon veya iyatrojenik olarak oluşabilmektedir.²⁻⁴ Kök perforasyonlarının görülme sıklığı %0,7 ile %10 arasında değişmektedir.⁵⁻⁹ Perforasyon oluşumu ile tamiri arasındaki zaman aralığı dişin prognozunu önemli ölçüde etkiler. Erken ve doğru teşhis edilen perforasyonların prognozu daha iyidir.¹⁰⁻¹² Tamir süresinin uzaması, perforasyon çapının büyümesi ve servikal bölgeye yakınlığı perforasyonların başarılı şekilde onarımını zorlaştıran faktörlerdendir.⁶

Perforasyonun ilk klinik bulgusu, pulpa odası ve kök kanallarından aşırı kanama gelmesidir.^{13, 14} Anestezi yetersizse perforasyon oluştuğunda hasta ani bir ağrı hissedebilir. Paper pointler yardımıyla kanama odaklarının tespiti strip perforasyonlar ve perforasyonun büyüklüğü hakkında fikir verebilir. Küçük perforasyonlar klinikte gözden kaçabilir ve dişin prognozunu olumsuz etkileyebilir. Son zamanlarda, perforasyonun teşhis ve tedavisinde büyütme sistemlerinin kullanımı popülerlik kazanmasına rağmen, endodontik tedavilerde kök kanal perforasyonu olan dişlerin değerlendirilmesinde sıklıkla radyografilere dayanılır.¹⁵⁻¹⁹

İki boyutlu radyografleri; distorsiyon, magnifikasyon ve süperpozisyon gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Bu durum, perforasyonların konumunun teşhisinde sınırlamalara neden olur ve perforasyon alanı kök yüzeyinin bukkal veya lingualinde olduğunda tespitini zorlaştırır.¹⁹ Bu sınırlamalar son zamanlarda perforasyonların tanısında konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanımının gündeme gelmesine neden olmuştur. KIBT taramalarından elde edilen üç boyutlu görüntüler, ek ve daha kesin bilgiler sağlayarak perforasyonların teşhisinde ve tedavisinde önemli bir rol oynayabilir.²⁰⁻²³

Perforasyon teşhisinde kullanılabilecek yöntemlerden bir diğeri ise elektronik apeks buluculardır (EAB). Radyasyona maruziyeti azaltması, kullanım kolaylığı ve endodontik tedavi sırasında perforasyonların belirlenmesinde daha hızlı sonuç vermesi gibi avantajları bulunmaktadır.²⁴ Piyasada EAB özelliğine sahip çeşitli cihazlar bulunmaktadır. VDW Gold Reciproc endomotor, entegre elektronik apeks bulucu (EAB) özelliği de bulunan cihazlardan biridir. Hem preparasyon esnasında hem de sadece EAB olarak kullanılabilen bir cihazdır.

Daha önce yapılan birçok çalışmada EAB'lerin farklı koşullar altında kök kanal perforasyonlarının yerini doğru tespit edebildiği bildirilmiştir. Literatür tarandığında perforasyon çapının ve perforasyonda kullanılan kinematik tipinin, perforasyonun yerinin tespit edilebilirliğine etkisini aynı anda değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu nedenle bu çalışmamızın amacı, 5 farklı perforasyon çapının (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm, 1,25 mm) tespit edilebilirliğini 2 farklı kinematik (rotasyon ve resiprokasyon) kullanarak değerlendirmektir.

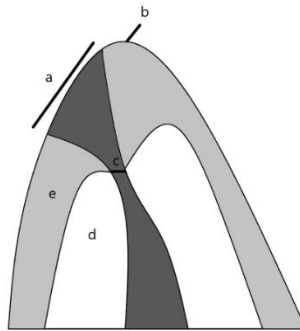


2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin başarısı için, kök kanalından tüm pulpa dokusu, nekrotik materyallerin ve mikroorganizmaların tam ve etkin bir şekilde uzaklaştırılması kritik öneme sahiptir. Bu başarı ancak kök kanalının uzunluğu doğru şekilde belirlenirse elde edilir.²⁵ Kök kanal tedavisinde çalışma boyunun belirlenmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Anatomi bilgisinin kullanılması, parmak hassasiyeti yöntemi, kağıt konların kullanımı ve radyografik yöntemler geçmişten günümüze kadar kullanılan yöntemlerdir. Anatomik çeşitlilik, kök kanal sklerozu, dişin tipi ve boyutu, hastanın yaşı apikal daralmanın tespitini daha karmaşık hale getirmektedir.²⁶

2.1. Kök Kanal Terminalinin Morfolojisi

Kök apeksinin anatomisine yönelik çalışmalar endodontistlerin sıklıkla ilgilendiği alanlardan biridir. Bu anatomik landmarklar, kök kanal enstrümantasyonu ve dolgusu için sınırları belirlemektedir. Başarılı bir kök kanal tedavisi için optimum çalışma uzunluğuna ulaşılmalıdır. Dolayısıyla bu anatomik landmarklardan herhangi birinin benimsenmesi belirli riskler ve faydalar sağlayabilir.²⁷ Kök kanal terminalinin morfolojisi Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Kök kanal terminalinin morfolojisi

- (a) Majör apikal foramen, (b) Apeks, (c) Minör apikal foramen,
(d) Dentin, (e) Sement

2.1.1. Anatomik Apeks

Kökün morfolojik olarak en son ve en uç noktasıdır.^{28, 29} Yapılan çalışmalar sonucunda apikal foramenin %60-80 arasında değişen oranlarda anatomik apeksten saptığı bildirilmiştir.²⁹⁻³²

2.1.2. Radyografik Apeks

Kökün radyografide görünen en uç ve en son noktasıdır. Kök ucunun periodontal membran ile birleştiği nokta olarak görülür.^{28, 29} Radyografi ile kök kanal boyunun belirlenmesi, radyasyona maruziyet, artan hasta kayıtları ve zaman kaybı gibi bazı dezavantajlara da sahiptir.³³

Endodontik radyografi, endodontide kök kanal sisteminin anatomisini, köklerin sayısını ve eğriliğini, bazı patolojilerin varlığını ve çalışma uzunluğunun belirlenmesi için başlangıç bir kılavuz olarak kullanılabilir.³⁴⁻³⁶

2.1.3. Minör Foramen (Apikal Konstrüksiyon=Minör Apikal Çap=Fizyolojik Foramen)

Apikal daralma bölgesi, kök kanalının en dar noktasıdır.^{28, 29} Kök kanal preparasyonu ve dolgusunun bu bölgede sonlandırılması, minimal yara dokusu oluşumu ve optimal iyileşme koşulları sağlar.³⁷ Apikal konstrüksiyon daha çok dentin veya semento dentinal birleşim (SDB) seviyesinde bulunurken daha az sıklıkla sementte de bulunabilmektedir.²⁹ Elli adet mandibular premolar diş üzerinde yapılan bir çalışmada, apikal konstrüksiyonun her zaman SDB'nin koronalinde bulunduğu bildirilmiştir.³⁸ Sonuç olarak apikal konstrüksiyon ve SDB'nin yeri her zaman örtüşmemektedir. Apikal konstrüksiyonun yeri ve SDB ile ilişkisi diştten dişe değişkenlik göstermektedir.

2.1.4. Majör Foramen (Majör Apikal Çap=Anatomik Foramen)

Apikal foramen, kök kanalının periodontal ligamente ulaştığı asıl açıklık ve en geniş bölgesidir. Bu nedenle majör foramen olarak da adlandırılmaktadır. Apikal

foramen bütün dişlerde kök apeksinin merkezinde ve en uç noktasında yer almamaktadır.³⁹

Kök ucunun anatomisi yaşa bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Apikal foramen dişlerin %50-98'inde anatomik apeksin üç mm gerisinde yer alır.^{29, 40, 41} Apikal foramen, dişin fonksiyonel aktiviteye adaptasyonu gibi fizyolojik ve patolojik koşullar altında asimetrik olabilir.^{29, 42, 43} Kök ucunun eksternal kök rezorpsiyonu ve sement apozisyonu ile sürekli olarak yeniden şekillenmesi, apikal foramenin yerinden sapmasının en yaygın nedenidir.^{30, 44}

Majör apikal foramen ile minör apikal foramen arasındaki mesafe arka grup dişlerde ve daha yaşlı dişlerde, ön dişlere ve genç dişlere göre daha fazladır. Bu mesafe; dişin tipi, hastanın yaşı, apikal patolojinin varlığı ve minör foramenlerin değişkenliğine bağlıdır.⁴⁵ Bu mesafe 0,4-1,2 mm arasında değişkenlik göstermektedir.²⁹

2.1.5. Semento Dentinal Birleşim (SDB)

Diş gelişimi sırasında, sement birikimi dentin birikimini takip eder ve bu da iki doku tipini ayıran bir sınır çizgisi ile sonuçlanır.⁴⁶ Geçmiş tarihlerde bu çizginin histolojik olarak tanımlanmasının zor ve hayali olduğu düşünülmektedir.⁴⁷ Ancak daha sonra yapılan birkaç çalışmada SDB'nin mikroskobik olarak tespit edilebilir olduğu bildirilmiştir.^{29, 38, 48-52}

2.1.6. Black Aralığı

Kök kanalının; sement-dentin sınırından, periodontal ligamente kadar olan tersine konik veya huni şeklindeki kısmıdır. Tabanını majör apikal foramen, tepesini ise sement-dentin birleşiminde veya yakınında olduğu düşünülen sıklıkla apikal daralmaya denk gelen minör foramen (apikal konstrüksiyon) oluşturur.^{28, 29}

2.2. Çalışma Uzunluğunun Önemi

Grove ve ark.⁴⁶, kök kanal dolgusunun pulpanın periodontal membran ile birleştiği noktada bitmesi gerektiğini belirtmişler ve ideal olarak dentin-sement

birleşim yerinde sonlandırılmasını savunmuşlardır. SDB olarak adlandırılan bu nokta, periodontal ligamentin başladığı ve pulpanın sona erdiği anatomik ve histolojik bir dönüm noktasıdır. Kök kanal preparasyon teknikleri, kök kanalı ile apikal dokular arasındaki bu doğal bariyerde veya bu daralmanın altında kalmayı hedeflemektedir.⁵³ Bu duruma dikkat edilmediğinde, hastada ağrı semptomları görülmese bile apikal bölgede inflamatuvar reaksiyonlar gözlemlenebilir.³⁷ Epidemiyolojik çalışmalar, kök kanal dolgusunun radyografik apeksin iki mm gerisinde sonlandırılmasının en iyi prognozu sağladığını göstermiştir.²⁵ Diş apekslerinin anatomisi hem yaşa hem de diş tipine göre değişkenlik gösterebilmektedir.

2.3. Çalışma Boyu Tespit Yöntemleri

2.3.1. Parmak Hassasiyeti Yöntemi

Bu yöntemde, kanal eğesinin sıkıştığı veya dirençle karşılaştığı noktayı hekim parmak hassasiyetini kullanarak tespit etmeye çalışır. Geçmişte bu yöntemin deneyimli hekimler tarafından kullanıldığında çalışma boyunu doğru tespit ettiği düşünülmekteydi. Ancak yapılan çalışmalar sonucunda deneyimli klinisyenlerin bile sadece %60'ının parmak hassasiyeti yöntemini kullanarak apikal daralmayı tespit edebildiği bildirilmiştir.⁵⁴ Bundan dolayı parmak hassasiyeti yöntemi sadece yardımcı bir teknik olarak kullanılmalıdır.

2.3.2. Kağıt Koni İncelemeleri

Bu yöntem çalışma boyu belirleme değil çalışma boyu kontrolü yöntemlerinden biridir.⁵⁵ Güvenilirliği yüksek bir yöntem olmamasına rağmen özellikle EAB'lerin yetersiz kaldığı aşırı geniş foramen veya kök rezorpsiyonlarının varlığında faydalı olabilir. Fakat bu yöntemde kağıt konun üzerinde bulunan selüloz lifleri periapikal bölgeye itilirse inatçı kronik apikal lezyonlara neden olarak tedavi başarısını olumsuz yönde etkileyebileceği düşünülmektedir.⁵⁶⁻⁵⁸ Kağıt konlar ile çalışma boyu tespiti için üç farklı yöntem tanımlanmıştır.

1.Geleneksel Yöntem: Kağıt koni apikal daralımdan çıkacak şekilde ilerletilir ve koni ucunun ıslak olup olmamasına göre çalışma boyu belirlenir.⁵⁹

2.Rosenberg Yöntemi: Kağıt koni tahmin edilen kanal boyundan 2 mm kısa uzunluğa yerleştirilir ve ucunda ıslanma oluşuncaya kadar 0,25 mm ilerletmeler yapılır. Kağıt koninin kuru kaldığı maksimum uzunluk ise çalışma boyu olarak kabul edilir.⁶⁰

3.Hibrit yöntem: Kağıt koni apikal foramenden çıkarılır ve uçtaki ıslaklık kontrol edilir. Kağıt koninin ucu ıslaksa bir büyük çaptaki koni biraz daha kısa olarak yerleştirilir. Koninin kuru kaldığı maksimum uzunluk çalışma boyu olarak kabul edilir.⁶¹

2.3.3. Radyografik Yöntemler

Geçtiğimiz yüzyılda çalışma uzunluğunu belirlemek için en çok kullanılan yöntem radyografik yöntemidir. Bu yöntemin; kök kanal sisteminin direkt gözlenebilmesi, hastalık varsa bunun tespiti, kanal ve kurvatürlerin belirlenmesi ve tedaviye başlamadan önce tahmini bir çalışma boyu vermesi gibi bazı avantajları bulunmaktadır.⁶² Ancak apikal açıklığın kökün bukkal veya lingual yüzeyinde olduğu durumlarda doğru çalışma boyu ölçümü yapmak mümkün olmayabilir. Ayrıca apikal açıklık radyografilerde gözlenen kökün apikali ile her zaman tam olarak örtüşmemektedir.⁶³ Çalışma boyunun yetersiz bulunması durumunda tekrarlanan filmlerin hastaya uygulanan radyasyon dozunu artırması önemli bir dezavantajdır. Radyografik görüntülerin bir diğer dezavantajı da kök kanal boyunun ve kök kanal aletlerinin boyunun normalden farklı görünmesidir.⁶³ Radyografilerin kanal boyunun veya kök kanal aletlerinin boyunun daha uzun^{64, 65} veya daha kısa^{66, 67} olarak görüntülenmesine neden olabileceği yapılan birçok çalışmada belirtilmiştir. Yapılan bir çalışmada radyografiler ile çalışma boyu belirlenirken premolar dişlerin %51'inde, molar dişlerin %22'sinde taşkın ölçümler yapıldığı belirtilmiştir.⁶⁸ Periapikal radyografilerde açığortay tekniği ve paralel teknik olarak bilinen başlıca iki teknik bulunmaktadır. Açığortay tekniğinin kullanımı çevre dokuların anatomisinin yorumlanmasını zorlaştırması ve kanal eğesinin radyografideki görüntüsünü zorlaştırmasından dolayı hatalı sonuçlara neden olabilmektedir.^{41, 69-74} Paralel teknik kullanımı açığortay tekniğine göre gerçeğe daha yakın tahminler yapılmasını sağlar.

Dijital görüntüleme tekniklerinin geleneksel radyografilere göre bazı üstünlükleri bulunmaktadır. Bunlar; görüntü elde edilmesinin hızlı olması, görüntünün depolanabilmesi ve görüntü üzerinde değişiklik yapılabilmesidir.⁶⁸ Ancak çalışmalar dijital radyograflerin geleneksel radyograflerden daha yüksek çözünürlüğe sahip olmadığını göstermiştir.⁷⁵⁻⁷⁹

KIBT; dişlerin ve çevre yapıların üç boyutlu değerlendirilmesine, karmaşık endodontik problemlerin teşhis ve tedavisine katkı sağlayan üç boyutlu bir radyolojik yöntemdir.^{80, 81} Endodonti alanında önceden alınmış olan bir KIBT taraması potansiyel olarak çalışma boyunun tedavi öncesi tahmini için kullanılabilir.⁸² EAB'lerin ölçümlerinin tehlikeye girebileceği büyük periapikal lezyonlar için, preoperatif dönemde KIBT taraması üzerinden çalışma uzunluğunun belirlenmesi bazı araştırmacılar tarafından önerilmiştir.⁸³ Tüm bu faydaların dışında KIBT ile ilgili en önemli sorun hastanın maruz kaldığı radyasyon dozudur.⁸⁴ Tüm bu dezavantajlar için günümüzde EAB'lerin geliştirilmesi çalışma uzunluğunun güvenli ve hızlı bir şekilde belirlenmesini sağlamıştır.⁸⁵

2.4. Elektronik Apeks Bulucular (EAB)

Kök kanal tedavisinde çalışma boyu tespiti için EAB kullanımı sayesinde gerekli radyografi sayısı azalır. Ayrıca apikal foramenin radyografik apekten farklı bir konumda olduğu durumlarda da çalışma boyu tespitini daha güvenilir hale getirir.⁴⁵ Günümüzde rutin olarak kullanılan EAB'ler, çalışma boyu kontrolünün çok daha doğru bir şekilde yapılmasını sağlayan cihazlardır.³⁴⁻³⁶

2.4.1. Elektronik Apeks Bulucuların Tarihçesi

Çalışma boyu tespitinde elektronik yöntem ilk olarak Custer⁸⁶ tarafından incelenmiştir. Suzuki,⁸⁷ 1942 yılında köpeklerin dişleri üzerinde yaptığı bir çalışmada, kök kanalındaki bir alet ile oral mukoza zarındaki bir elektrot arasında elektrik direncinin tutarlı değerlerini kaydederek kanal uzunluğunu ölçmek için doğru akım kullanan basit bir cihaz tasarlamıştır. Cihaz, mukoza zarının ve periodonsiyumun elektrik direncinin altı k Ω olarak kaydedilmesi prensibiyle çalışmıştır. Bu sayede, kişinin yaşı ve dişin tipinden bağımsız olarak ölçüm

yapılabilmiştir. Ancak doğru akım kullanımı ölçümlerde tutarsızlıklara yol açmış ve ege ucunun polarizasyonu ölçüm sonuçlarını etkilemiştir.⁸⁸ EAB'ler geçmişten günümüze şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

2.4.2. Birinci Nesil (Rezistans Tip) EAB'ler

Rezistans tip EAB'lerin çalışma prensibi, kanal içerisindeki ege ile dudak klipsi arasında basit bir direnç devresi oluşturmaya dayanır.

Çalışma boyunu ölçmek için tasarlanan ilk cihaz 1969 yılında geliştirilen, direnç yöntemini ve alternatif akımı kullanan Root Canal Meter'dir (Onuki Medical Co. Tokyo, Japonya). Orijinal cihazda kullanılan yüksek akım nedeniyle hastaların büyük bir kısmı ağrı hissetmiştir. Bu problem üzerine cihazda iyileştirmeler yapılarak beş μ A'dan daha az akım kullanan Endodontic Meter ve Endodontic Meter SII (Onuki Medical Co.) cihazları piyasaya sürülmüştür.⁸⁹ Yapılan çalışmalarda, birinci nesil EAB'ler radyografilerle karşılaştırılmış ancak daha uzun veya daha kısa ölçümler yaptığı ve bu nedenle güvenilirmez olduğu bildirilmiştir.⁹⁰

2.4.3. İkinci Nesil (Empedans Tip) EAB'ler

İkinci nesil EAB'ler, kök kanalı içerisindeki aletin konumunu belirlemek için direnç yerine empedans ölçümlerini kullanan tek frekanslı empedans tipi cihazlardır. Empedans, direnç ve kapasitanstan oluşur ve sinüzoidal bir genliğe sahiptir. İkinci nesil EAB'ler, farklı frekanslar kullanarak farklı kanal koşullarında kök kanal boyunu ölçme özelliğine sahiptir.⁴⁵

Frekans ölçüm yöntemindeki değişiklik 1971 yılında Inoue⁹¹ tarafından Sono-Explorer (Hayashi Dental Supply, Tokyo, Japonya) cihazı ile geliştirilmiştir.⁹¹ Bu cihazın çalışma prensibi, periodontal ligament ve dişeti oluşu arasındaki frekansın aynı değer olduğu varsayımına dayanmaktadır. Cihaz apeks ulaştığında bip sesi çıkararak kullanıcıyı uyarır.^{91, 92} Sono Explorer⁹³ (Hayashi Dental Supply, Tokyo, Japonya), Endocater (Yamaura Seisokushu, Tokyo, Japonya), Apex Finder ve Endo Analyzer (Analytic/Endo, Orange, CA, ABD), Digipex I, II ve III (Mada

Equipment Co., Carlstadt, NJ, ABD) ve Exact-A-Pex (Ellmann International, Hewlett, NY, ABD) cihazları ikinci nesil EAB'lerdir.⁴⁵

2.4.4. Üçüncü Nesil (Frekans Tip) EAB'ler

Üçüncü nesil EAB'ler, çalışma boyu tespiti için çoklu frekanslar kullanmaları dışında ikinci nesil EAB'lere benzemektedir. Bu cihazlar daha güçlü mikroşlemcilerle sahiptir. Doğru okumalar sunmak için matematiksel işlem ve algoritma hesaplamaları kullanırlar.⁴⁵

Root ZX cihazı Kobayashi ve ark.^{94, 95} tarafından geliştirilen oran yöntemi ile çalışan bir cihazdır. Root ZX (J. Morita, Tokyo, Japonya) cihazı sayesinde çeşitli elektrolitler varlığında hatalı ölçümler yapılmasının önüne geçilmiştir. Oran yöntemi, farklı sinüs dalga frekanslarına sahip iki elektrik akımının kanaldaki elektrolit türünden bağımsız olarak bir oran olarak ölçülebilen ve karıştırılabilen ölçülebilir empedanslara sahip olacağı ilkesine göre çalışır. Bir kök kanalının kapasitansı apikal daralmada önemli ölçüde artar ve apikal daralmaya ulaşıldığında empedansların oranı hızla azalır.⁴⁵ Kobayashi ve Suda⁹⁵ 1994 yılında yaptıkları çalışmada farklı frekansların oranlarının kesin değerlere sahip olduğunu ve kanaldaki farklı elektrolitlerle oran değişim oranının değişmediğini göstermiştir.⁹⁵ Apikal daralımdaki elektrik kapasitansındaki değişiklik, Root ZX'in çalışma prensibini oluşturmaktadır. Piyasaya sürülmesinden bu yana Root ZX, diş hekimliği literatüründe büyük ilgi görmüş ve diğer EAB'lerle karşılaştırmada bir referans noktası haline gelmiştir. Günümüzde kullanılan EAB'ler arasında %95'lik bir pazar payına sahiptir. Root ZX, birçok klinik çalışmada kapsamlı bir şekilde test edilmiş ve yüksek doğruluk oranları göstermiştir. Kullanılan referans noktasına bağlı olarak, apikal foramenden 0,5 mm uzaklıkta %90, 1 mm uzaklıkta ise %100 doğruluk oranına sahip olduğu bildirilmiştir.^{96, 97}

Dünya çapında kullanılan birçok ünlü üçüncü nesil EAB cihazı bulunmaktadır. Justwo veya Justy II (Yoshida Co., Tokyo, Japonya), Mark V Plus (Moyco / Union Broach, Bethpage, NY, ABD), Apex Finder \AFA (All Fluid Allowed) (Analytic Endodontics, California, ABD), Neosono Ultima EZ (Satelec Inc., Mount Laurel, New Jersey, ABD) ve Endy 5000 (Moyco / Union Broach,

Bethpage, NewYork, ABD) üçüncü nesil EAB'lere örnek olarak verilebilir. Ancak bu cihazların özellikleri ve doğruluğu üzerine sınırlı sayıda araştırma bulunmaktadır.⁹⁸⁻

100

2.4.5.Dördüncü Nesil (Orantı Tip) EAB'ler

Dördüncü nesil EAB'ler, empedansı ana bileşenlerine (direnc ve kapasitans) ayırarak ölçüm yapmaktadır. Bu cihazlar, direnc ve kapasitansı ayrı ayrı ölçmeleri sayesinde hatalı ölçümlerin önüne geçmektedir. Kanal koşullarını kompanse etmek amacıyla günümüzde hala çoklu frekanslar kullanılmaktadır.¹⁰¹

Bingo 1020 (Forum Engineering Technologies, Rishon Lezion, İsrail), dördüncü nesil bir EAB cihazıdır. Üreticiler, her seferinde yalnızca bir frekans kullanmanın ve ölçümleri sinyallerin ortalama karekök değerlerine dayandırmanın kombinasyonunun cihazın ölçüm doğruluğunu ve güvenilirliğini artırdığını savunmaktadır.⁴⁵ Bingo 1020 kullanılarak yapılan bir *in vitro* çalışmada, bu cihazın Root ZX kadar güvenilir ve aynı zamanda kullanıcı dostu olduğu bildirilmiştir.¹⁰² Bu cihaz daha sonra Denstply tarafından RayPex 4 olarak piyasaya sürülmüştür.⁴⁵

Elements Diagnostic Unit ve Apeks bulucu (SybronEndo, Anaheim, CA, ABD) cihazı 2003 yılında piyasaya sunulan bir cihazdır. Empedans yerine direnc ve kapasitans ölçümleri alarak apekse olan mesafeyi hesaplar. 0,5 ve 4 KHz frekanslı iki sinyal kullanır. Üretici firma, bu cihazın daha az örnekleme hatası ve daha tutarlı okumalar sağladığını savunmaktadır.⁴⁵

2.4.6. Elektronik Apeks Bulucular için Yenilikçi Kullanımlar

Günümüzde EAB'ler için yenilikçi kullanım alanları tanımlanmıştır. Tüm modern EAB'ler, kök perforasyonlarını klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde tespit edebilmektedir.^{103, 104} Kök kırıkları, çatlaklar ve iç veya dış rezorpsiyon gibi kök kanalı ile periodontal ligament arasındaki bağlantıyı etkileyen durumlarda EAB'ler teşhis aracı olarak kullanılabilir.^{105, 106} EAB'lerin kullanımı, hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunu da önemli ölçüde azaltır.^{62, 85, 107, 108}

2.4.7. Elektronik Apeks Bulucuların Kullanımı ile İlgili Problemler

a. Elektrolit Solüsyonlar: Yeni nesil EAB'lerin çoğu, kök kanalı irrigasyon solüsyonlarından etkilenmez.¹⁰⁹ Hatta Root ZX cihazının sodyum hipoklorit (NaOCl) varlığında daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir.¹¹⁰ Huang,¹¹¹ Sunada'nın⁸⁸ elektriksel direncin diş ve periodonsiyumun biyolojik bir özelliği olduğu şeklindeki orijinal fikrini çürütmüş ve yaptığı çalışmalarla bu direncin kanal ölçümünü etkileyen fiziksel özelliklerden kaynaklandığını doğrulamıştır. Bu bulgular, laboratuvar ortamında salin, agar, jelatin veya aljinat kullanılarak elde edilmiştir.^{112, 113} Enflamasyon gibi biyolojik fenomenler de EAB'lerin doğruluğunu etkileyebilir.¹¹⁴ Kim ve ark.¹¹⁵ yaptıkları bir çalışmada hidrojen peroksit gibi düşük elektro-iletkenliğe sahip solüsyonlar varlığında çalışma boyundan daha kısa, NaOCl gibi yüksek elektro-iletkenliğe sahip solüsyonlarda ise çalışma boyundan daha uzun sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Daha önce yapılan çalışmalarda farklı irrigasyon solüsyonlarının varlığında EAB'lerin doğru ve benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Carvalho ve ark.'nın¹¹⁶ yaptıkları çalışmada salin solüsyonu ve NaOCl'nin EAB'lerin doğruluğu üzerine etkisi olmadığı bildirilmiştir. Jenkins ve ark.'nın¹⁰⁹ yaptıkları çalışmada 1:100,000 epinefrinli %2 lidokain anestezisi, %5,25 NaOCl, RC Prep, liquid EDTA, %3 hidrojen peroksit ve Peridex solüsyonlarının EAB'nin doğruluğunu etkilemediği raporlanmıştır.

b. Kök Kanalının Fiziksel Özellikleri: Vital doku, enflamatuvar eksuda ve kan varlığı elektrik akımını iletip hatalı okumalara neden olabilir.¹¹⁷ Kısa devreye neden olabilecek diğer iletkenler ise metal restorasyonlar, çürükler, tükürük ve diğer kök kanalında bulunan eğerdir.¹¹⁸

c. Kök Kanalı Şekli: EAB'lerin doğru çalışmasını etkileyebilecek çeşitli faktörler vardır. Apikal patensinin sağlanamaması, debris birikmesi ve kök kanalındaki kalsifikasyonlar bu faktörlerden bazılarıdır.¹¹²

Crown-down preparasyon tekniklerinde kök kanallarının önceden genişletilmesinin EAB'lerin doğruluğunu artıracağına dair kanıtlar mevcuttur. Aynı zamanda, bu teknik el hassasiyetini de artırmaktadır.¹¹⁹ Bazı araştırmacılar, mekanik olarak prepare edilmiş kök kanallarında bile küçük ve büyük eğelerin aynı elektrolit

okumayı verdiğini bildirmiştir.¹²⁰ Dentin debrisleri, kök kanalının içi ile periodontal ligament arasındaki elektrik direncini bozabileceğinden dolayı patensinin sağlanması oldukça önemlidir. Düzenli rekapitülasyon ve irrigasyon EAB'lerin doğruluğunu artırmaktadır.¹²¹

d. Apikal Foramenin Çapı: Apikal foramenin genişliği, elektronik uzunluk belirlemede rol oynayan faktörlerden biridir. Huang,¹¹¹ majör foramen boyutunun 0,2 mm'den küçük olduğu durumlarda, iletken irriganlar varlığında bile ölçümlerin etkilenmediğini, ancak bu boyutun 0,2 mm'yi aştıkça foramenden ölçülen mesafelerin arttığını bildirmiştir.¹¹¹ Stein ve ark.¹²² foramen genişliği arttıkça ege ucu ile foramen arasındaki mesafenin de arttığı sonucuna varmışlardır. SDB'nin genişliği ile ölçüm arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Bazı çalışmalar, kök gelişimi tamamlanmamış ve geniş apeksli dişlerde EAB'lerin gerçek uzunluktan daha kısa değerler verebileceğini göstermiştir.^{123, 124} Bunun sebebi, aletlerin dentin duvarına temas etmemesidir.¹²⁵ Paper pointlerin kullanımı gibi diğer uzunluk belirleme yöntemleri, kök ucu gelişimi tamamlanmamış dişlerde daha net sonuçlar verebilir.¹²⁶

e. Kalp Pili: Kardiyovasküler implante edilebilir elektronik cihazlar, aritmi ve kalp fonksiyon bozukluğu olan hastaların tedavisinde önemli bir rol oynar.¹²⁷ Yeni nesil kalp pilleri, paslanmaz çelik veya titanyum kaplama içeren bir kapsül içinde bulundukları için elektromanyetik cihazlara karşı nispeten dirençlidir.¹²⁸⁻¹³⁰ Ancak, EAB'ler dahil olmak üzere diş hekimliğinde kullanılan bazı elektromanyetik cihazların kalp pillerini etkileme potansiyeli olduğu bilinmektedir.¹³¹ Bu nedenle, EAB üreticileri, kalp pili olan hastalarda cihazlarının kullanımı konusunda uyarılarda bulunmaktadır.

f. Maksiller Sinüs ile Komşuluk: Roula El Hachem¹³² tarafından yapılan bir çalışmada, Root ZX cihazının maksiller sinüs ile ilişkili olan ve olmayan kökler arasında doğruluk açısından önemli bir fark olduğu bildirilmiştir. Bu bulgu, sinüs ile ilişkili maksiller posterior dişlerde güvenli bir çalışma uzunluğu belirlenirken periapikal radyografilerden destek alınmasının önemini vurgulamaktadır. Kök kanal tedavisinin uzun süreli başarısını sağlamak için bu gereklidir.¹³²

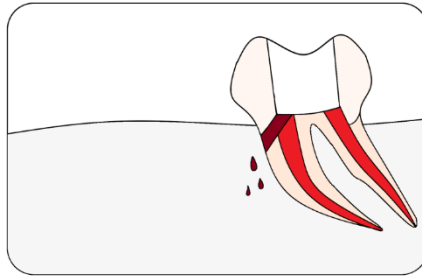
2.5. Kök Perforasyonları

Kök perforasyonları, kök kanal sistemi ile dişin dış yüzeyi arasında oluşan mekanik veya patolojik bir bağlantıdır.¹ Bu bağlantılar, rezorptif süreçler veya çürükler gibi patolojik nedenlerden veya kök kanal tedavisi sırasında iyatrojenik olarak ortaya çıkabilir.³ Pulpa taşları, kalsifikasyonlar, diş malpozisyonları, ekstrakoronal restorasyonlar ve kanal içi postlar perforasyon riskini artırır.⁴ Perforasyonlar tespit edilemez ve uygun şekilde tedavi edilmezse periodonsiyumda yıkıma ve diş kaybına yol açabilir.⁵⁻⁸ Uzun süre fark edilmeyen perforasyonlar da dişin uzun vadeli prognozunu olumsuz etkiler.^{133, 134} Sistemik durumlar, kullanılan ilaçlar, açık apeksli dişler, internal rezorpsiyon veya akut apikal periodontitis aşırı kanama ile ilişkili olabilir ve kök perforasyonları ile karıştırılabilir.⁴

Kök perforasyonları, meydana gelme zamanına göre üç kategoriye ayrılır: Preoperatif perforasyonlar genellikle rezorpsiyon ve çürük gibi patolojik nedenlerden dolayı tedavi öncesinde görülür. İntraoperatif perforasyonlar; kök kanal tedavisi sırasında, giriş kavitesi açılması veya kanal preparasyonu esnasında oluşur. Postoperatif perforasyonlar ise post yuvası açılması gibi işlemler sırasında meydana gelmektedir.²

2.5.1. Koronal Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar

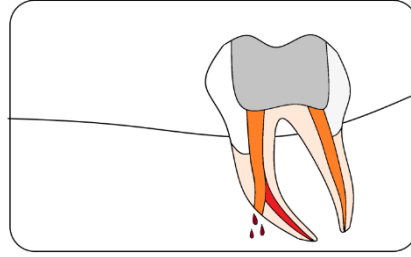
Koronal üçlüde meydana gelen perforasyonlar genellikle kanalların yerinin tespiti sırasında meydana gelmektedir. Pulpa odası ve kanal girişlerinin kalsifikasyonları, aşırı kron kök dilasasyonları ve koronal dentinden fazla madde kaybı koronal veya furkasyon bölgesinde perforasyonlara neden olabilir (Şekil 2.2).¹³⁵



Şekil 2.2. Koronal üçlüde yer alan perforasyon

2.5.2. Orta Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar

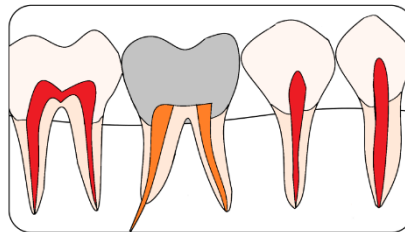
Kökün orta üçlüsünde meydana gelen perforasyonlar aşırı enstrümentasyonun neden olduğu perforasyonlardır. Özellikle eğimli kanallarda büyük eğeler agresif şekilde kullanılırsa kökün orta üçlüsünde perforasyonlar meydana gelebilir. Genelde bu durum büyük azı dişlerinin eğimli köklerinde görülür. Kök kanalının iç eğiminde yapılan aşırı enstrümentasyona bağlı olarak furkasyon perforasyonu gelişebilmektedir. Bu tip perforasyonlar tıkalı (skleroz) kanalların açılması sırasında da meydana gelmektedir. Bundan dolayı döner aletler ve ultrasonik cihazlar dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (Şekil 2.3).¹³⁵



Şekil 2.3. Orta üçlüde yer alan perforasyon

2.5.3. Apikal Üçlüde Yer Alan Perforasyonlar

Kök kanalının yetersiz temizlenmesi ve şekillendirilmesi, kök kanalında tıkanıklık ve basamaklara yol açabilmektedir. Tıkanıklık ve basamak nedeniyle kullanılan kök kanal aletleri kanaldan sapıp perforasyon oluşumuna neden olabilmektedir. Rijit aletler eğimli kök kanallarında zip şeklinde perforasyonlara neden olabilmektedir. Klinisyen, apikal anatomiye dikkat etmediğinde ve kök kanal aletleri apikal daralım boyunca agresif şekilde kullanıldığında apikal perforasyonlar meydana gelebilir (Şekil 2.4).¹³⁵

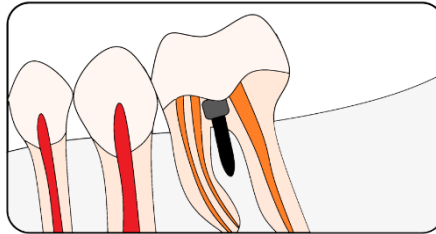


Şekil 2.4. Apikal üçlüde yer alan perforasyon

Aşırı enstrümantasyondan kaynaklı perforasyonlar genellikle kökün koronal ve orta üçüncü bölgesinde görülür ve oval bir şekle sahiptir. Bu tip perforasyonlar "strip perforasyonlar" olarak adlandırılır. Köklerin apikal bölgesindeki perforasyonlar ise sıklıkla kanalın uygun olmayan şekilde preparasyonundan kaynaklanır. Genellikle tıkanıklıklar ve basamaklar tarafından tetiklenir, bu da endodontik aletlerin kanaldan sapmasına ve sonucunda yapay bir yol oluşmasına neden olur.^{136, 137}

2.5.4. Post Yuvası Açılırken Meydana Gelen Perforasyonlar

Post yuvası preparasyonu sırasında aşırı genişletme ve yanlış açılanma sonucunda da perforasyon gelişebilir.¹³⁸ Post restorasyonlarının yerleştirilmesine yönelik geleneksel yaklaşımlar, post için iyi bir uzunluk ve genişlik elde etmeye odaklanır. Bu durum hem apikal hem de strip perforasyon riski oluşturabilir (Şekil 2.5).¹³⁵



Şekil 2.5. Post kavitesi açılırken meydana gelen perforasyon

2.5.5. Patolojik Perforasyonlar

Perforasyonlar, iyatrojenik, kök rezorpsiyonu ve çürük gibi patolojik nedenlerden kaynaklanabilir. Kök rezorpsiyonu, odontoklastik hücrelerin sürekli etkisiyle dentin ve sementin yıkımıdır.¹³⁹ Odontoklastik aktivite kök kanal sistemi içinde başlarsa internal inflamatuvar rezorpsiyon olarak adlandırılır. İnternal inflamatuvar rezorpsiyon radyografide oval şekilli görünür. Kesin nedeni bilinmemekle birlikte travma, pulpa iltihabı ve pulpotomi işlemlerinden sonra başlayabilir. Genellikle kendiliğinden sınırlanır, ancak perforasyona dönüşebilir. Bu

nedenle perforasyon oluşmadan önce hastalığı kontrol altına almak için erken teşhis ve tedavi önemlidir.^{140, 141}

Eksternal inflamatuvar kök rezorpsiyonu, kök yüzeyindeki sement ve periodontal ligament hücrelerinin hasar görmesinden sonra meydana gelmektedir. Farklı eksternal rezorpsiyon türleri vardır ancak rezorptif defekt eksternal rezorpsiyon türlerinin hepsinde kök kanalı ile iletişim kurulana kadar ilerleyebilir.¹⁴⁰⁻¹⁴²

Derin çürükler de perforasyonlara neden olabilir. Bu lezyonlar mikrobiyal etkinin bir sonucu olarak diş dokularının yıkımı olarak tanımlanır. Tedavi edilmeyen çürük lezyonları pulpa odasının tavanını yıkabilir veya kök yüzeyi boyunca uzanarak kökte harabiyete neden olabilir. Bu perforasyonların tedavisinde kök kanal tedavisi, kron yükseltme, kök ekstrüzyonu veya kök rezeksiyonu gerekebilir. Ancak bu vakaların çoğunda dişler perforasyon nedeniyle restore edilemez hale gelebilmektedir.¹⁴³

2.6. Epidemiyoloji

Kök perforasyonlarının görülme sıklığı %0,7 ile %10 arasında değişmektedir.⁵⁻⁹ Günümüzde daha karmaşık endodontik vakaların tedavi edilmesi bu oranın artmasına neden olabilir.⁶ Kvinnsland ve ark.¹⁴⁴ iyatrojenik perforasyonların %53'ünün post yerleştirilmesi sırasında, kalan %47'sinin ise rutin endodontik tedaviler sırasında meydana geldiğini bildirmişlerdir. Araştırmalar perforasyonların %74,5'inin maksillada, %25,5'inin ise mandibulada gerçekleştiğini göstermiştir.¹² Perforasyonlar, tüm başarısız endodontik vakaların %10'undan sorumludur.⁶

Ön dişlerde perforasyonlar genellikle labial tarafta yer alır. Bu durum, kök eğiminin tahmin edilememesi ve frezlerin dişin uzun eksenine paralel kullanılmamasından kaynaklanır. Çok köklü dişlerde kanal girişlerinin aranması sırasında furkasyon bölgesinde perforasyonlar oluşabilir.¹⁴⁵ Perforasyon intraoperatif dönemde kron-kök açılanmaları, eğimli kök kanalları, pulpa odası ve kanal girişlerinin kalsifikasyonu, pulpa taşlarının varlığı, yanlış açılmış giriş kaviteleri,

anatomik varyasyonlar ve koronal dentinden fazla madde kaybı gibi nedenlerle meydana gelebilmektedir. Molar dişlerde kalsifiye kanal ağzlarının yerini tespit etme girişimleri veya kavisli kök kanallarının servikal kısmının aşırı genişletilmesi, kök kanallarının lateral kısımlarında perforasyonlara yol açabilir.^{146, 147}

2.7. Kök Kanal Perforasyonlarının Teşhisi

Perforasyon oluşumu ile onarımı arasındaki süre, dişin prognozu için kritik önem taşır. Erken ve doğru teşhis edilen perforasyonlar daha iyi bir prognoza sahiptir.¹⁰⁻¹² Perforasyon teşhisinde etiyolojik faktörler, klinik ve radyografik bulgular oldukça önemlidir.

Perforasyonun ilk klinik belirtisi, pulpa odasından ve kök kanallarından aşırı kanama gelmesi şeklindedir.^{13, 14} İşlem öncesi anestezi yeterli değilse perforasyon oluştuğunda hasta ani bir ağrı hissedebilir. Paper pointler kullanılarak kanama odaklarının tespiti, strip perforasyonlar ve perforasyon büyüklüğü hakkında bilgi verebilir. Büyütme kullanımı, perforasyon teşhis ve tedavisinde son zamanlarda popülerlik kazanmıştır. Tedavi sırasında operasyon mikroskobu kullanımı, perforasyon bölgesinin tespiti ve onarımı için önemli bir faktör olarak kabul edilir. Çok küçük perforasyonlar klinikte gözden kaçabilir ve dişin prognozunu tehlikeye atabilir.^{15, 16}

2.7.1. Radyografik Yöntemlerle Perforasyon Tespiti

Periapikal radyografiler, endodontik tanı, tedavi planlaması ve takip için yaygın olarak kullanılan görüntüleme yöntemleridir. Bu yöntemde kök kanal duvarları ile periodontal boşluk arasındaki bağlantıyı gösteren radyolüsensi, bu komplikasyon hakkında bilgi vermektedir.^{4, 148, 149} Doğru teşhis için açılı radyografik görüntüler de gereklidir. Buna karşın, labial/bukkal veya lingual/palatinal kök yüzeylerindeki kök perforasyonlarının radyografik olarak tespiti genellikle zordur.

KIBT taramalarından elde edilen üç boyutlu görüntüler ek ve daha kesin bilgiler sağlayabilir.²⁰⁻²³ Küçük bir FOV taraması, radyasyona maruz kalan doku hacmini ve dolayısıyla etkili radyasyon dozunu azaltır. Ayrıca saçılmayı azaltarak görüntü kalitesini iyileştirme avantajına da sahiptir.¹⁵⁰ KIBT görüntüleme,

perforasyonun üç boyutlu görselleştirilmesini sağlasa da, yüksek yoğunluklu komşu yapıların veya malzemelerin neden olduğu saçılma ve ışın sertleşmesi KIBT görüntülerinin kalitesini ve tanısal doğruluğunu etkileyebilir. Kron ve köprüler, implantlar, restorasyonlar, kök dolgu malzemeleri ve kanal içi postlar artefaktlar oluşturabilir ve görüntülenmek istenen alanı bozabilir. Bu tür artefaktlar endodontik komplikasyonları taklit edebilir, mevcut olanları gizleyebilir veya yanlış yorumlanmasına neden olabilir.^{23, 151-153}

2.7.2. EAB ile Perforasyon Tespiti

Perforasyonu klinik koşullarda teşhis etmenin bir diğer yöntemi de EAB kullanımıdır. Normalde çalışma uzunluğunu belirlemek için kullanılan bu cihazlar, perforasyonu saptamak ve doğrulamak için de güvenilir araçlardır.^{104, 154} İki boyutlu radyografilerde fark edilemeyen perforasyonların yerini belirlemede yardımcı olurlar.¹⁵⁵ Ancak, kanalın içinde bulunan irrigasyon ajanının türü EAB'lerin doğruluğunu etkileyebilir.¹⁵⁶ Günümüzde EAB'ler için perforasyon, horizontal kök kırıkları, çatlak, iç ve dış rezorpsiyonların tespiti gibi yenilikçi kullanımlar da ortaya çıkmıştır.¹⁰³ Koç ve ark.¹⁵⁷ yaptıkları çalışmada 5 farklı perforasyon çapının (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm, 1,25 mm) tespit edilebilirliğini 6 farklı EAB kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre 0,75 mm ve daha büyük çaptaki perforasyonların EAB'ler ile tespit edilebildiği bildirilmiştir.¹⁵⁷ Khatri ve ark.¹⁵⁸ yaptıkları çalışmada ise sadece 1,5 mm'lik çapa sahip perforasyon kullanmıştır. 2 farklı EAB ile perforasyon tespit edilebilmiştir. Aydın ve ark.¹⁵⁹ yaptıkları çalışmada ise 2 farklı çaptaki perforasyon (0,4 mm ve 1,00 mm) çapının tespit edilebilirliği 2 farklı EAB ile değerlendirmiştir. Her iki grupta da perforasyonlar EAB'ler ile tespit edilebilmiştir.

2.8. Perforasyonların Prognozunu Etkileyecek Faktörler

Perforasyon yönetiminin temel amacı, perforasyona komşu olan sağlıklı periodontal dokularda kalıcı inflamasyon veya periodontal ataşman kaybını önlemektir. Bu bağlamda perforasyon onarımının başarısı; perforasyonun kapatılmasına ve sağlıklı bir periodontal bağın yeniden kurulmasına bağlıdır.^{9, 160, 161} Dolayısıyla dişin periodontal durumu da prognostik açıdan önemli bir faktör olarak

karşımıza çıkar.¹⁶⁰ Perforasyonun onarımı için geçen süre, perforasyonun büyüklüğü ve yeri dişin prognozunu önemli ölçüde etkiler.^{134, 162, 163} Onarım süresinin uzaması, perforasyon çapının artması ve servikal bölgeye yakın perforasyonların onarımı daha zorlayıcı unsurlar arasındadır.⁶ Büyük azı dişlerinde furkal perforasyonlarda asıl problem doku hasarının derecesi ve dişeti sulkusu ile bağlantılı olma olasılığıdır. Ek olarak, dişeti ve kemik dokusu kalınlığı fazla olan hastalarda kök perforasyonlarının prognozunun daha iyi olduğu gözlemlenmiştir.¹¹ Sistematik bir incelemede ise maksiller bölgede meydana gelen perforasyonların prognozunun, mandibular bölgede meydana gelen perforasyonlara göre daha iyi olduğu bildirilmiştir.¹⁵

2.9. Kök Perforasyonları ve Periodonsiyum

Kök perforasyonunun periodonsiyum üzerinde bazı etkileri vardır.¹ Bunlar; inflamasyon gelişimi, periodontal liflerin hasar görmesi, kemik rezorpsiyonu, granülamatöz doku oluşumu, epitel proliferasyonu ve periodontal defekt gelişimidir.^{9, 12, 145, 164} Tedavi edilmeyen perforasyonlar lokalize periodontal ceplere, alveol kemiğinde kronik inflamasyona neden olabilir.¹³³ İlk akut inflamatuvar yanıtın ardından periodontal liflerde yıkım olur. Bu durumu kemik rezorpsiyonu ve granülamatöz doku oluşumu izler. Radyografilere kökün orta ve apikal kısımlarında bu perforasyona bitişik radyolüsen si ortaya çıkabilir ve sonuç olarak periodontal cep oluşabilir.⁹ Perforasyon erken tespit edilip onarılmazsa periodontal hasar sonucu diş kaybedilebilir.¹³⁵ Eğer perforasyon çok köklü dişlerin furkasyonunda meydana gelirse bu durum epitelyal atışman ve dişeti sulkusuna yakınlığı nedeniyle kritik bölge olarak kabul edilebilir.^{9, 165, 166} Perforasyonlar fark edildiği aşamada tamir edilmelidir. Böylece enfeksiyon, granülasyon dokusu veya periodontal cep meydana gelme olasılığı azaltılmış olur.^{9, 164, 167}

İlgili dişte derin cep ve atışman kaybı yoksa genellikle cerrahi olmayan perforasyon onarımları tercih edilebilir. Derin cep ve atışman kaybı varsa perforasyon bölgesinin rejenerasyon yeteneği oldukça azalır ve bu durumda periodontal tedavileri takiben cerrahi işlemler de gerekebilir.¹⁶⁰

2.10. Entegre Elektronik Apeks Buluculu (EAB) Endomotor Cihazları

Entegre EAB'li endomotor cihazları ile hekimler eĝenin kanal içindeki konumunu izlerken aynı zamanda kök kanal preparasyonu da yapabilmektedir.^{168, 169} Bu cihazlarda çalışma boyu ölçümünün yanı sıra tork kontrolü ve hız ayarları da bulunmaktadır.¹⁷⁰

TriAuto ZX (J Morita, Tokyo, Japonya), EndoPilot (Schlumbohm, Brokstedt, Almanya), Ai Motor (WOODPECKER, Guilin, Çin), Canal Pro CL2i (COLTENE, Alstätten, İsviçre) ve VDW Gold Reciproc endomotorları (VDW GmbH, Münih, Almanya) kök kanal tedavisi sırasında eş zamanlı olarak çalışma boyu kontrolüne izin veren entegre EAB'li endomotor sistemlerine örnektir.¹⁷¹

VDW Gold Reciproc endomotor; ayak pedalı ile kontrol edilen, tork ve hız değerlerinin ayarlanabildiği ve EAB ile entegre edilmiş yeni bir endodontik motordur. Bu cihaz yeni resiprokasyon ile çalışan eĝe sistemleri ve sürekli rotasyon ile çalışan nikel titanyum (NiTi) eĝe sistemleri için tasarlanmıştır. Bu cihaz ile preparasyona eş zamanlı olarak çalışma boyu kontrolü yapılabilir ve ayrıca EAB olarak kullanımı da mevcuttur.

2.11. VDW Gold Reciproc Endomotor

VDW Gold Reciproc endomotor (VDW GmbH), endodontik tedaviler için tasarlanmış bir tıbbi cihazdır. Tork kontrollü sürekli rotasyon ve resiprokasyon kinematikleri, EAB ile birlikte kullanılabilen entegre bir sistem sunar (Resim 2.1).



Resim 2.1. VDW Gold Reciproc Endomotor

VDW Gold Reciproc endomotor, entegre EAB'li endomotor olması sebebiyle EAB özelliğine de sahiptir. EAB kullanılırken, cihaz üzerinde bulunan LED ışıklar ve sesli sinyaller birlikte çalışır. Cihazda üç adet mavi, üç adet yeşil, bir adet turuncu ve bir adet kırmızı LED bulunur. Üç mavi LED, eğe kanalın orta üçte birlik kısmındayken yanar. Mavinin altında bulunan yeşil LED'lere doğru gidildikçe sesin frekansı artar. Turuncu LED'e ulaşıldığında aralıklı ses yerine sürekli bir "bip" sesi duyulur. Turuncu LED, apikal daralma bölgesindeyken yanar. Kırmızı LED yandığında eğe apikal forameni geçmiş demektir ve bu bölgede çok yüksek sesli sinyaller alınır. Bu noktada preparasyona devam edilirse, kök kanalının apikalinde aşırı enstrümentasyona bağlı prosedürel hatalar oluşma riski artabilir. Mavi LED'den kırmızı LED'e doğru gidildikçe duyulan sinyal sesinin yoğunluğu ve frekansı artar. Ayrıca tüm bu bölümlerdeki ses seviyesi 0 ila 3 arasında ayarlanabilir.¹⁷²

Mikromotoru çalıştırmadan önce dikkat edilmesi gereken bazı noktalar vardır. Bunlar; kullanılan eğe sisteminin ekranda yazan eğe sistemi moduna karşılık gelmesi, eğelerin kullanım talimatlarına uyulması ve uygun şekilde bakımı yapılmış 6:1 VDW anguldurvasını kullanmaktır. Sonraki kullanımlarda ise ekranda cihaz kapatılmadan önce en son kullanılan eğe sistemi görülür.¹⁷²

Cihaz ve 6:1 VDW anguldurvasının bakımı ve kalibrasyonu, daha doğru ölçümler yapmasını ve çeşitli parametrelerin daha etkin çalışmasını sağlar. Mikromotor kalibre edildiğinde, tork hassasiyeti otomatik olarak ayarlanır. Mikromotor veya 6:1 VDW anguldurva değiştirildikten sonra cihazın kalibrasyonu tekrar yapılmalıdır. Cihazın en az haftada bir kez kalibrasyonunun yapılması önerilmektedir. Ayrıca VDW Gold Reciproc endomotorunda halihazırda farklı eğe sistemlerine ait modlar bulunmaktadır.¹⁷²

2.11.1. Cihaz Ayarları

Menü kısmından bazı ayarlar değiştirilebilir.

a. Apeks Stop: Apikal stop özelliği aktive veya deaktive edilebilir.

b. Sistem: Cihazın içerisinde halihazırda resiprokasyon ve rotasyon hareketleriyle çalışan eĝe sistemleri için modlar bulunmaktadır.

c. Ses: Ses seviyesi apeks bulucu ve motor için ‘0-3’ arası değerlerde ayarlanabilir.¹⁷²

2.11.2. Eĝe Sistemi Seçimi

Eĝeyi kullanmadan önce mutlaka ekranda gösterilen mod kontrol edilmelidir. Örneğin rotasyon hareketi ile çalışan bir eĝenin resiprokasyon modunda kullanılması alet kırıklarına yol açabilir. Resiprokasyon modunda kullanılması gereken bir eĝenin rotasyon hareketi ile kullanılması da yine aynı şekilde alet kırıklarına yol açabilir.

Cihaz ilk açıldığında ekranda en son kullanılan eĝe sistemi görülmektedir. Yeni bir mod seçmek için cihazın üzerindeki tuşlar kullanılabilir.¹⁷²

2.11.3. Rotasyon Modu

Rotasyon modunda çalışan bir eĝe sistemi seçildiğinde ekranın ilk satırında ‘Rotary’ yazacaktır. İkinci satır ise otomatik olarak sekanstaki ilk eĝeyi gösterecektir.

Rotasyon modunda tork ve dönüş hızı değerleri tüm eĝe sistemleri için değiştirilebilir. Tork kuvveti ve hızının önerilen değerlerin üzerinde ayarlanması tedavi esnasında alet kırıklarına neden olabilir. Bundan dolayı her zaman kullanılan eĝe sisteminin talimatlarına bakılmalıdır.

Tork değeri; 10 gcm artışlar ile 20 ile 500 arası bir değere ayarlanabilir. İstenilen tork değerine ulaşıldıktan sonra onayla tuşuna basılıp cihaz kullanıma hazır hale getirilir.

Dönüş hızı ise 10 rpm’lik artışlar ile 200 rpm ile 500 rpm arasında ve 100 rpm’lik artışlarla 500 rpm ile 2000 rpm arasında değerler alabilir. Dr’s Choice seçeneği bunun istisnasıdır. Bu seçenekte dönüş hızı 3200 rpm seviyelerine kadar yükseltilebilir (500 rpm’e kadar 10 ve 500 rpm’den sonra 100 rpm’lik artışlarla).

İstenilen hız değeri seçildikten sonra onayla tuşuna basılarak kaydedilir ve cihaz kullanıma hazır hale gelir.¹⁷²

2.11.4. Resiprokasyon Modu

Resiprokasyon modunda eğeler daha çok ilk adımda kesme işlemi yaparlar. Daha sonrasında eğeyi kanaldan çıkarmak için ters yönde hareket ederler.

Cihazda bulunan ‘Reciproc Reverse’ fonksiyonu daha konforlu bir çalışma sağlar çünkü bazı durumlarda sesli sinyaller yardımı ile kullanıcıyı uyarır. Düşük hızlı bir ‘bip’ sesi eğenin uzunluğunun tamamı boyunca gerilimdeki artışı gösterir. Bu nedenle eğenin üzerindeki gerilimi azaltmak için kanalın lateral fırçalama hareketleri ile genişletilmesi gerekmektedir. Daha yüksek ve daha yavaş bir ‘bip’ sesi ise eğedeki daha yüksek gerilimi gösterir. Bu nedenle mikromotor otomatik olarak eğeyi bırakmak için saat yönünde dönmeye başlar. Ayak pedalını bıraktıktan sonra tekrar basılırsa eğe tekrar resiprokal hareket yapmaya başlar. Bu aşamada kök kanalını genişletmek için lateral fırçalama hareketleri yapılmalıdır. Kavisli kanallarda ise bu fırçalama hareketi kurvatürden dışarı doğru şekilde yapılmalıdır. Preparasyon aşamasında eğenin üzerindeki yivler bir spanç yardımı ile temizlenmeli ve sürekli irrigasyon yapılmalıdır. Kanalın tıkanmaması için ara aşamalarda rekapitülasyon için #10 C-tipi eğe kullanılabilir. Endomotor ayarlanan maksimum torka ulaştığında duracaktır. Bu aşamada eğe kanal içerisinde daha fazla zorlanmamalı ve kanaldan çıkarılıp yivleri temizlenmelidir.¹⁷²

2.11.5. Entegre Elektronik Apeks Bulucu (EAB)

VDW Gold Reciproc endomotor kök kanalında uzunluk tespiti için entegre EAB içerir. İki yolla kullanılabilir.

- a. **Kombine Uzunluk Belirleme:** Çalışma uzunluğu kök kanalı prepare edilirken belirlenir. Mikromotor ve EAB eş zamanlı olarak etkindir. Bu şekilde çalışılırken eğe klipsi kullanılmaz. Sadece anguldurva ve dudak klipsi kullanılır.

b. Ayrı Uzunluk Belirleme: Çalışma uzunluğu eĝe klipsi ve dudak klipsi kullanılarak manuel olarak mikromotor ve anguldurva olmadan belirlenir.¹⁷²

2.11.6. Elektronik Apeks Bulucu LED Ekranı

Kök kanalının uzunluğu tespit edilirken LED ekran eĝe ucunun mevcut pozisyonunu gösterir. Üç mavi LED, eĝe kanalın orta koronal kısmındayken yanmaktadır. Bu aşamada yavaş ses frekansları şeklinde sesli sinyal vermektedir. Üç mavi LED'in altında üç yeşil ve bir turuncu LED bulunmaktadır. Eĝe ucu apikal daralım ile apikal foramen arasında bir bölgede olduğunda bu LED ışıklar yanmaktadır. Yeşil LED'lerin olduğu bölgede artan sekanslar şeklinde sesli sinyaller duyulmaktadır. Turuncu LED yandığında ise sürekli bir 'bip' sesi gelmektedir. Son olarak kırmızı LED yandığında ise apikal foramenin ilerisine geçildiği anlaşılmaktadır. Bu aşamada çok yüksek sesli sinyaller duyulmaktadır. Bu aşamada çalışma uzunluğu üçüncü yeşil LED ile ayarlanmalıdır. Tek bir LED mm olarak çalışma uzunluğunu temsil etmemektedir.¹⁷²

2.11.7. Entegre Olarak Kanal Uzunluğu Belirleme

İletkenliğin sağlanması için sadece metal malzemelerden oluşan kök kanal aletleri kullanılmalıdır. İlk olarak sterilize silikon kılıf anguldurva üzerine takılır. Bir eĝe sistemi seçildikten sonra EAB'yi açmak için eĝe dudak klipsine yaklaşık olarak üç saniye dokundurulur. Yeşil LED yandığında ve ekranda 'APEX LOCATER ON' şeklinde bir ifade yer aldığında cihazın EAB özelliği aktifleştirilmiş olur. Dudak klipsi hastanın dudağına yerleştirilir (Bu aşamada dudak klipsini tedavi edilecek dişin karşısındaki çene arkına yerleştirilmesi önerilir). Mikromotor çalıştırılır ve elektronik apeks belirleyici LED ekranı eĝe ucunun mevcut pozisyonunu gösterir. Entegre olarak kanal uzunluğu belirleme sistemini devre dışı bırakmak için dudak klipsi hasta ağzından çıkartılabilir veya eĝe kök kanal sisteminden çıkartılabilir. Entegre olarak kök kanal uzunluğu belirlenirken apikale gelince otomatik durdurma modu ihtiyaç haline göre açılıp kapatılabilir. Eğer bu fonksiyon açıksa apekse ulaşıldığında anguldurva otomatik olarak duracaktır. Ayak pedalının bırakılması ve yeniden basılması halinde eĝe otomatik olarak diğer yöne dönecek daha sonra orijinal yöne dönecektir. Apikal otomatik durdurmayı etkinleştirmek veya yeniden açmak

için ‘MENU’ tuşuna basılır. +\/- tuşlarına basılarak ‘Apex Stop’ ögesi seçilir. Sağ yöne ok tuşu seçilerek ‘Aç\Kapat’ alanı seçilir ve +\/- tuşları kullanılarak istenen ayar seçilebilir. ‘Onayla’ tuşuna basıldığında bu ayarlar kaydedilir.¹⁷²

2.11.8. Ayrı Uzunluk Belirleme (El Aleti ile Çalışma Uzunluğu Belirleme)

Çalışma uzunluğunu manuel olarak belirlemek için mikromotor kullanılmadan eğe klipsi kullanılır. İlk olarak kanala uygun bir el eğesi seçilir. Bu aşamada çok küçük eğelerin seçilmesi çalışma boyunun doğru belirlenmesini engelleyebilir. EAB’yi açmak için eğe klipsi ile dudak klipsi yaklaşık olarak 3 saniye temas ettirilir. El aleti eğe tutucuya yerleştirilir. Dudak klipsi de hastanın dudağına yerleştirilir (Bu aşamada tedavi edilecek dişin karşı tarafı tercih edilmelidir). Yeşil renkte olan LED ışık yandığında ayrı uzunluk belirleme aktifleştirilmiştir ve bu aşamada ekranda ‘APEX LOCATER ON’ yazmaktadır. El aleti kök kanalının içerisine yerleştirilir. Entegre EAB’nin LED ekranı aletin ucunun mevcut pozisyonunu gösterir. Ayrı uzunluk belirlemeyi kesintiye uğratmak için dudak klipsi hastanın dudağından çıkarılır veya kanal aleti kök kanalından çıkartılır.¹⁷²

2.12. Endodontide Kullanılan Hareket Kinematikleri

Pulpa dokusu kalıntılarının, mikroorganizmaların ve mikrobiyal toksinlerin kök kanal sisteminden uzaklaştırılması, kök kanal tedavisinin başarısı için kritik öneme sahiptir.¹⁷³ Kök kanalları, enstrümentasyon ile birlikte kullanılan irrigasyon solüsyonları ve kanal içi ilaçlarla temizlenebilir.¹⁷⁴ Enstrümentasyonun etkinliğini artırmak ve kök kanal preparasyonunu kolaylaştırmak için çeşitli mekanik cihazlar ve teknikler geliştirilmiştir. Bu cihazlar, manuel ve motor ile kullanılanlar olmak üzere iki gruba ayrılır. Motor ile kullanılan cihazlar, manuel cihazlara göre daha kolay ve hızlı enstrümentasyona olanak sağlar.¹⁷⁵

1990’lı yıllardan itibaren paslanmaz çelik eğelerin yerini NiTi endodontik döner aletler almaya başlamıştır.¹⁷⁶ Günümüzde kök kanalının şekillendirilmesi için NiTi alaşımından üretilen enstrümanlar kullanılmaktadır.¹⁷⁷ NiTi alaşımlarının metalurjik yapısı elastik deformasyon sınırı, paslanmaz çelik alaşımına göre yüksek olması nedeniyle kök kanal anatomisinin karmaşık yapısı için önemli bir avantaj

oluşturmaktadır.¹⁷⁸ NiTi enstrümanlar, el ile kullanılan konvansiyonel paslanmaz çelik enstrümanlar ile karşılaştırıldığında şekillendirme sırasında kanal transportasyonu ve diğer şekillendirme hataları gibi prosedürel hataların oluşma riskini azaltmaktadır.¹⁷⁹⁻¹⁸² Ayrıca bu gelişmelere paralel olarak geçmişten günümüze kadar endodontik motorlarda tork kontrollü ve çeşitli yönlerde ayarlanabilen kinematikler açısından gelişmeler yaşanmıştır.

2.12.1. Sürekli Rotasyon Hareketi

İlk tasarlanan hareket kinematiği sürekli rotasyon hareketidir. İlk döner alet dikdörtgen şekilli ince iğneler şeklinde 1892 yılında Oltramare^{183, 184} tarafından tasarlanmıştır. Rollin,¹⁸⁵ 1899 yılında 100 rpm’de kullanılan özel olarak tasarlanmış iğnelerle kök kanal preparasyonunu gerçekleştirmiştir. Walia,¹⁸⁶ tarafından NiTi endodontik el aletlerinin tanıtılmasından sonra birçok döner NiTi aleti pazarlanmıştır.¹⁸⁶ Geçmişten günümüze kadar endodontik tedavi için tasarlanmış eğe sistemlerinin büyük bir kısmı bu şekilde çalışmaktadır. Bu kinematik tipinde eğe kanalda saat yönünde 360° tam tur dönerek hareketini tamamlar ve saat yönünde dönerken kesme işlemi yapar.

Sürekli rotasyon hareketi ile diğer kinematiklere göre eğe üzerinde maksimum düzeyde stres oluşur. Sürekli rotasyon hareketinde kullanılan eğelerin kırılma nedeninin, torsiyonel stres veya döngüsel yorgunluktan dolayı olduğu düşünülmüştür.^{187, 188} Keskin kavisli kanallarda eğe dönme sırasında artan gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalır. Bu durumun NiTi alet komplikasyonlarının ana nedeni olduğu bildirilmiştir. Metal yorgunluğu ve ardından gelen alet kırıklarının daha çok kavisli kanallarda 360° rotasyon ile ilgili olduğu bildirilmiştir.^{189, 190}

Sürekli rotasyon hareketi sentrik ve eksentrik olmak üzere iki farklı gruba ayrılır.^{191, 192} Eksentrik hareket yakın geçmişte tanıtılan yeni bir dönme hareketidir.¹⁹³ Asimetrik dönme hareketi (aktif eksen boyunca hareket eden dalgalar) merkezi olmayan bir kesite sahip olmak üzere tasarlanmıştır. Eksentrik rotasyon hareketinde eğe kök kanalı içerisinde yılanvari bir salınma hareketi yapar. Böylece düzensiz veya oval kanallarda dokunulmayan alan sayısı azalmış olur ve daha etkili bir şekilde preparasyon sağlanmış olur.^{194, 195} Asimetrik hareketi kullanan ilk sistemler Revo-S

(Micro-Mega, Besan-con, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)'dir. XP-endo Shaper (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, ABD), One Shape (MicroMega, Basencon, Fransa) ve daha yakın zamanda tanıtılan TRUShape 3D Conforming Files (Dentsply Tulsa Dental Specialties; Johnson, Washington, ABD)'da bu eğe sistemlerindendir.¹⁹⁶

2.12.2. Resiprokasyon Hareketi

Resiprokasyon hareketi; sürekli rotasyonda eğe üzerine gelen stresi azaltmak için geliştirilen kinematik türüdür. Bu hareket, farklı eğe sistemlerinde farklı açılarda ve farklı yönlerde (saat yönü veya saat yönünün tersi) dönme işlemini gerçekleştirir. Bu açılar eşit olduğunda hareket simetrik resiprokasyon olarak tanımlanırken, eşit olmadığında asimetrik resiprokasyon olarak tanımlanmaktadır. Resiprokasyon hareketindeki saat ve saat yönünün tersindeki açılar önemlidir. Resiprokasyon hareketi ile kullanılan eğe sistemlerinde genellikle rotasyon açıları; saat yönünün tersinde 120° ile 270° arasında değişirken, saat yönünde 60° ile 90° arasında değişmektedir. Resiprokasyon ile çalışan eğe sistemlerinin çoğu kesme işlemini, rotasyon hareketinin aksine saat yönünün tersine gerçekleştirir. Dentinde oluşan vidalanma etkisini azaltmak amacıyla eğe daha küçük açılarda saat yönünde dönme hareketi gerçekleştirir ve bu sayede prosedürel hata riski azaltılmış olur. Saat yönünde dönüş sırasında eğe dentinde kesme işlemi yapmaz. Resiprokasyon hareketi eğede daha düşük ve germe basma streslerine neden olduğundan dolayı yorgunluk direnci artar.¹⁹⁷⁻¹⁹⁹

Resiprokal hareketin keşfinden bir süre sonra bu hareket kinematiği ile ilgili bir dizi eğeyi içeren sistemler yerine tek eğe düşüncesi gelişmiştir.^{191, 197, 198} Resiprokasyon ile çalışan tek eğe sistemleri kök kanalı içerisinde gagalama hareketi (pecking-motion) ile çalışır. Eğe kanala yerleştirildiğinde ilk başta koronal kısımda ileri-geri hareket ederek salınımla çalıştırılır. Daha sonrasında gagalama hareketiyle eğenin kök kanalının orta ve apikal kısımlarına ulaşacak şekilde genişletilmesi ile kullanılır. Reciproc (VDW, Münih, Almanya), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Maillefer) ve One Recipro (Micro-mega, Besançon, Fransa) tek eğe resiprokasyon sistemlerine örnek verilebilir.¹⁹⁷⁻¹⁹⁹

Son zamanlarda NiTi alaşımlarının ve endodontik tork kontrol motorlarının piyasaya sürülmesiyle resiprokasyon hareketi tekrar popülerlik kazanmıştır. Roane,²⁰⁰ tarafından 1985 yılında kavisli kanallar için el aletlerinin eşit olmayan saat yönü ve saat yönünün tersinde kullanıldığı balanced-force tekniği tanımlanmıştır.²⁰⁰ Ardından Yared,²⁰¹ 2008 yılında balanced-force tekniğine dayanan tek ege sistemini tanıtmıştır ve bunun için ProTaper F2 eğesini (Maillefer SA, Ballaigues, İsviçre) eşit olmayan saat yönü ve saat yönünün tersine sırasıyla 144 ve 72 derece olacak şekilde kullanmıştır. Bu gelişme, eğelerin tam 360 derecelik dönüşü tamamlamaları için 5 dönüş ihtiyacı duyduğu anlamına gelmektedir.²⁰¹ Aynı zamanda bu hareket nedeniyle aletin elastik limiti aşılmamıştır.²⁰² Eğer klinisyenler rotasyon hareketiyle kullanılması gereken bir eğeyi resiprokasyon hareketi ile kullanırsa veya tam tersi olursa; eğeler kesme işlemi yapamaz ve kanala penetre olamaz.¹⁹⁶

Resiprokal endodontik motorlar açık ve kapalı motorlar olarak sınıflandırılabilir. ATR Vision (ATR, Pistoia, İtalya), iEndo Dual (Acteon, Merignac, Fransa), SAF pro System (ReDent-Nova, Ra'nana, İsrail) ve Ai Motor (WoodPecker, Guilin, Çin) açık motorlardır. Bu motorlar hızın ve açılarının değiştirilmesine izin verir. VDW Gold Reciproc (VDW GmbH), Elements motor (SybronEndo, California, ABD), ATR Tecnika (Tecnika, Pistoia, İtalya) ise kapalı motorlardandır. Bunlar; açı ve hız değişikliğine izin vermezler.¹⁹⁶

2.12.3. Dikey Titreşim

2010 yılında Self-Adjusting File (SAF) (ReDent Nova, Ra'anana, İsrail) isimli ege sistemi ReDent-Nova tarafından tanıtılmıştır.²⁰³ SAF ifadesi 'kendi kendini ayarlayan ege sistemi' anlamına gelmektedir. Bu sistem minimal invaziv endodontik tedavi için tasarlanmış bir temizleme ve şekillendirme sistemidir. Bu ege sisteminin içinde kök kanal preparasyonu süresince sürekli irrigasyon solüsyonu akışı sağlanmaktadır.²⁰⁴ SAF sistemi, enstrümantasyon boyunca uygulanan basınçsız bir irrigasyon sistemi olarak tanıtılmıştır. Bu sistem aynı zamanda kök kanal preparasyonu bittikten sonra son irrigasyon aşamasında da oldukça faydalı etkilere sahiptir.^{203, 205, 206} İçi boş bir tüp olarak tasarlanmıştır ve duvarları ince NiTi kafesten yapılmıştır. SAF teknolojisinin üretici firma tarafından oval kanallar da dahil olmak üzere tüm kök kanallarının etkili şekilde dezenfeksiyonuna olanak sağladığı

bildirilmiştir. Ayrıca SAF sisteminin diğer sistemlerden farklı olarak gereksiz yere aşırı dentin aşındırılmasının önüne geçtiği ve mikroçatlaklara neden olmadığı bildirilmiştir.²⁰⁴ SAF sistemi son derece esnek ve #20 K-tipi eğenin tam çalışma uzunluğunda yerleştirilebildiği kök kanalında preparasyon yapılabilir.^{203, 207} Preparasyon sırasında dentini çıkarmak ve sürekli irrigasyon sağlamak için içeri ve dışarı hareketler ile çalışır. Aynı zamanda kafesin titreşimi sayesinde hafif aşındırıcı özelliği de bulunmaktadır.²⁰³ Metzger ve ark.²⁰³ SAF eğesinin kullanımı ile birlikte smear tabakasından arınmış bir dentin yüzeyi açığa çıktığını bildirmişlerdir.

Yapılan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, SAF sisteminin çalışma sırasında yarattığı stresin döner enstrümantasyondan kaynaklanan stresten daha az olduğunu bildirmiştir.²⁰⁸ Çeşitli çalışmalar, SAF ile kök kanalı enstrümantasyonunun döner sistemlerle karşılaştırıldığında daha düşük dentin çatlağı riskine neden olduğunu göstermiştir.²⁰⁹⁻²¹¹

2.12.4. Rotasyon Hareketiyle Birlikte Döner Resiprokal Hareket (Adaptif Hareket)

2013 yılında Sybron Endo (ABD) firması tarafından hem rotasyon hareketi hem de resiprokasyon sisteminin avantajlarını birleştirmeyi amaçlayan yeni bir endodontik motor piyasaya sürülmüştür. Enstrümana stres uygulanmadığında ya da minimal düzeyde uygulandığında saat yönünde 600 derecelik dönüş yapar. Eğe dentine veya kök kanal dolgusuna temas ettiğinde artan stres nedeniyle resiprokasyon modunda çalışmaya başlar. Fakat resiprokal açılar 600° ile 370°/50 dereceye kadar strese bağlı olarak değişebilir.¹⁹⁶

Bu hareket dentinin saat yönünde kesilmesine yardımcı olan Twisted File Adaptive (Kerr, California, ABD) sistemi için tavsiye edilmiştir. Döner aletlerin çoğu saat yönünde kesim yapmak için tasarlanmışlardır. Bu nedenle 'adaptive' hareket diğer aletlerle birlikte kullanılabilir. 'Adaptive' hareketle kullanılan aletlerin hızı, kanal içi strese bağlı olarak ileri geri hareket açısının değişmesi nedeniyle azalabilir.

Kirchhoff ve ark.²¹² 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada 'adaptive' hareketle kullanılan Twisted File Adaptive aletlerinin, ProTaper Next (Dentsply Maillefer) ve

WaveOne (Dentsply Maillefer) aletleriyle karşılaştırıldığında benzer debris ekstrüzyonuna neden olduğu bildirmiştir. Çapar ve ark.'nın²¹³ 2014 yılında yaptıkları çalışmada 'adaptive' hareketle kullanılan Twisted File Adaptive (Axis/SybronEndo, Orange, CA, ABD) aletlerinin ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) ve HyFlex (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) sistemlerine göre daha az debris ekstrüzyonuna neden olduğu bildirilmiştir.

Gambarini ve ark.'nın²¹⁴ 2013 yılında yaptıkları çalışmada Twisted File (Axis/SybronEndo) ve Twisted File Adaptive (Axis/SybronEndo) eğeleri işlem sonrasında ağrı açısından karşılaştırılmış ancak anlamlı fark bulunmamıştır. Gambarini & Glassman²¹⁵ 2013 yılında 'adaptive' hareketi rotasyon hareketi ile karşılaştırmıştır. Sonuç olarak 'adaptive' eğelerin rotasyon ile çalışan eğelere göre aletin kırılma süresini artırdığı sonucuna varmıştır.²¹⁵ Karataş ve ark.²¹⁶ 2015 yılında ProTaper Next (Dentsply Maillefer), Twisted File Adaptive (Axis/SybronEndo) sistemlerinin WaveOne (Dentsply Maillefer) sistemine göre dentinde daha az çatlak oluşumuna neden olduğunu bildirmiştir.

2.13. Kök Kanal Preparasyonunda Güncel Yaklaşımlar

1988 yılında Walia'nın NiTi alaşımları tanıtmasıyla kök kanal preparasyonunda büyük bir gelişim yaşandı.²¹⁷ Son yıllarda NiTi alaşımlarının piyasaya sürülmesi ve teknolojik ilerlemeler sayesinde endodonti alanında büyük gelişmeler yaşandı.¹⁹² Günümüzde ise kök kanal preparasyonu için kullanılan 200'den fazla eğe sistemi markası bulunmaktadır. NiTi eğe sistemlerinin ortaya çıkışıyla paslanmaz çelik kök kanal aletleri nedeniyle oluşan prosedürel hata riskleri azalmıştır.²¹⁸⁻²²⁰ Tek eğeli sistemlerin kullanımı son zamanlarda popüler hale gelmiştir. Tek eğeli NiTi sistemleri kök kanalının preparasyonu için sadece 1 tane eğe gerektirir.²²¹ Bu durum tam sıra ile kullanılan döner aletlerin aksine preparasyon için gereken süreyi oldukça kısaltır.

2.14. One Curve Döner Eğe Sistemi

One Curve (Micro-Mega, Besancon, Fransa) eğe sistemi 2017 yılında geliştirilen sürekli rotasyon ile çalışan ve NiTi alaşımdan üretilmiş olan bir tek eğe

sistemidir. One Curve (Micro-Mega) eğesinin üretiminde kullanılan C-wire teknolojisi sayesinde eğe şekil hafızası özelliği kazanır ve karmaşık anatomiye sahip kök kanallarında ön eğim verilerek kullanılabilir.^{222,223} One Curve (Micro-Mega) eğe sisteminde 4 farklı boyutta (25\0.04, 25\0.06, 35\0.04, 45\0.04) ve 3 farklı uzunlukta (21 mm, 25 mm, 31 mm) eğe üretilmiştir. One Curve (Micro-Mega) eğesi kesen kenarları boyunca değişken kesitlere sahiptir ve bu durum merkezleme kabiliyeti ve kesme verimliliğini artırmaktadır.

2.15. One Recı Resiprokasyon Sistemi

One Recı (Micro-Mega) eğesi yakın zamanda üretilen, resiprokasyon ile çalışan tek eğe sistemidir. Bu eğe sisteminde; esnekliğin ve merkezleme kabiliyetinin artırılması için C-wire teknolojisi kullanılmıştır. Ayrıca 5 farklı boyutta (20\0.04, 25\0.04, 25\0.06, 35\0.04, 45\0.04) ve 3 farklı uzunlukta (21 mm, 25 mm, 31 mm) üretilmişlerdir.^{224, 225} Eğe dizaynı apekte üçlü sarmal olarak başlar ve koronal bölgeye doğru gittikçe S şekline dönüşür. Bu dizayn preparasyonda çıkan debrislerin koronale hareketini kolaylaştırır ve kesme verimliliğini artırır. Bu eğe sistemi 170° saat yönünün tersine, 60° saat yönüne dönecek şekilde tasarlanmıştır. Kesme işlemi saat yönünün tersi yönde gerçekleşir.²²⁴ One Recı (Micro-Mega) eğeleri; artan bükülme direnci, döngüsel yorgunluğa karşı geliştirilmiş direnç ve azaltılmış elastik modülü sayesinde endodontide çağdaş preparasyon sistemlerinden biridir.^{224, 225} Eğelerin yüksek bükülme streslerine maruz kalacağı kavisli kanallarda One Recı (Micro-Mega) gibi yüksek bükülme direncine sahip eğeler kullanılması prosedürel hata riskini azaltabilir.²²⁶

Literatür incelendiğinde farklı perforasyon çapları, farklı irrigasyon solüsyonları, farklı EAB'ler, KIBT'da kullanılan farklı voksel boyutlarının perforasyonun tespitine etkisini değerlendiren çalışmalar yapılmıştır. Kinematik ile ilgili; debris ekstrüzyonu, torsiyonel yorgunluk, döngüsel yorgunluk, bakteriyel eliminasyon, dentin defekti ve çalışma uzunluğuna etkisi ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Ancak literatürde kinematiklerin (rotasyon ve resiprokasyon) ve perforasyon çapının, perforasyonun tespitine etkisini aynı anda değerlendiren başka bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürdeki eksikliği dikkate alarak tasarladığımız bu çalışmanın amacı 5 farklı perforasyon çapı (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00

mm, 1,25 mm) ve 2 farklı kinematik tipinin (rotasyon, resiprokasyon) perforasyonun tespitine etkisini değerlendirmektedir.

Bu araştırmada test edilen sıfır hipotezleri:

- 1) Farklı perforasyon boyutlarının perforasyonun yerinin doğru tespit edilmesi üzerinde etkisi yoktur.
- 2) Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin perforasyonun yerinin doğru tespit edilmesi üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

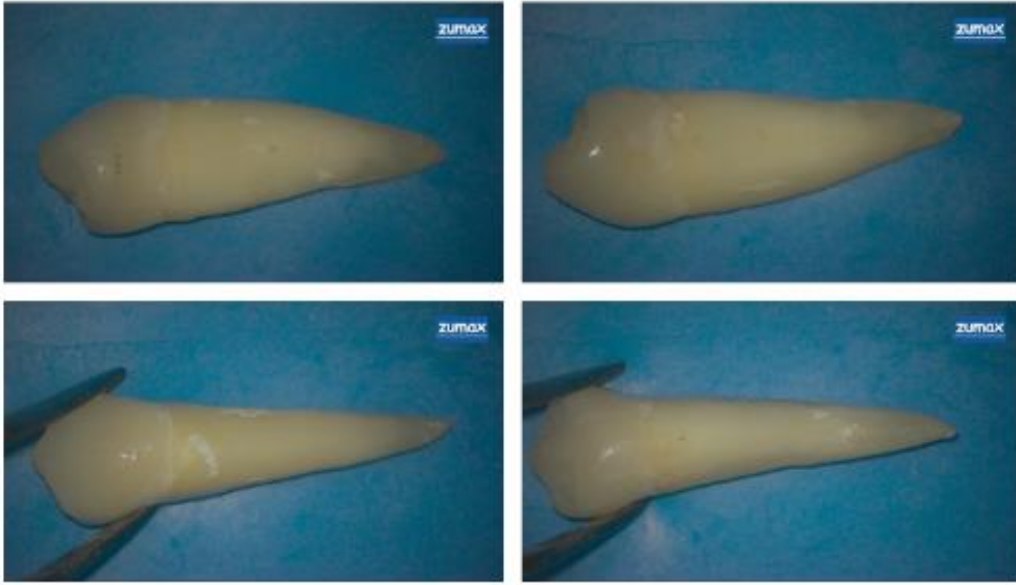
Bu çalışma, Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu Başkanlığı'nın 11.05.2023 tarihli ve 2023/06-28 karar numaralı onayı ile gerçekleştirilmiştir. Çalışma Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (Proje Kodu:TDH-2023 Proje ID:140) tarafından desteklenmiştir. Çalışmamızın deney aşamaları Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışma Modeli ve Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

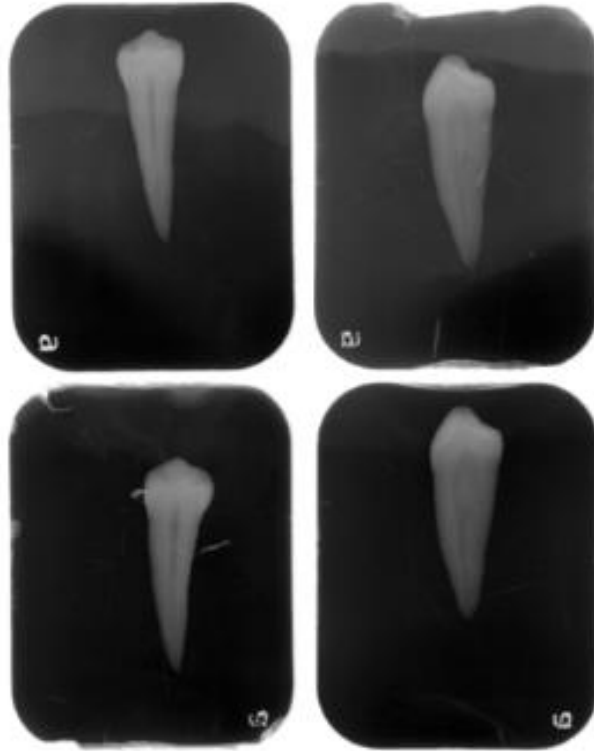
Bu çalışma çekilmiş insan dişleri üzerinde uygulanan *in vitro* bir çalışmadır. Bu çalışmanın örneklem büyüklüğü G*Power istatistik programı (ver.3.1.9.7) kullanılarak hesaplandı. Bu çalışmada, 5 farklı perforasyon boyutu ve 2 farklı kinematik tipi olmak üzere toplam 10 grup bulunmaktadır. Buna göre; 5x2'lik tek yönlü ANOVA deney tasarımı, testin gücü (Power) 0,80, etki büyüklüğü (effect size) 0,5 ve Tip-1 hata (α) 0,05 alınarak, “her grupta 8 örnek olmak üzere toplam 80 örnek (diş)” olarak belirlendi. Ancak Power değerini ve örneklem sayısını güvence altına almak için, çalışmamızda her grupta 10'ar örnek alınmış ve hesaplanan ‘post-hoc’ Power değeri %94 olarak bulunmuştur.

3.2 Örnek Seçimi

Bu çalışmada, 100 adet çürüksüz endodontik tedavi görmemiş ve kök uzunlukları birbirine yakın olan tek köklü alt küçük azı dişleri kullanıldı (Resim 3.1). Dişlerin bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerinden radyografiler çekildi (Resim 3.2).



Resim 3.1. Bukkal, lingual, mesial ve distal bölgenin dental operasyon mikroskobu altındaki görüntüleri



Resim 3.2. Bukkal, lingual, mesial ve distal bölgeden çekilen periapikal radyografiler

Daha sonra, dişler operasyon mikroskobu altında dikkatlice incelendi ve kök yüzeyinde rezorpsiyon, çatlak veya kırık bulunan dişler çalışma dışı bırakıldı.

Kalan dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir kretuar yardımıyla temizlendi ve çalışma süresince kurumalarını önlemek için serum fizyolojik solüsyon içerisinde saklandı.

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Tüm dişler standardizasyon için kök boyu 18 mm olacak şekilde dijital kumpas (Hogatex dijital kumpas, Almanya) yardımı ile kök yüzeyine asetat kalemiyle işaretlendi ve elmas fissür frez yardımıyla 18 mm'de düz bir yüzey oluşturularak dekorone edildi. #10 no K-tipi eğe ile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) apikal açıklık kontrol edildi ve #20 no K-tipi eğenin (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) apikalde sıkıştığı dişler seçildi. #20 K-tipi eğenin (Dentsply Maillefer) apikalden taşıdığı veya sıkışmadığı dişler çalışma dışı bırakıldı. İrrigasyon için 30G yandan perfore irrigasyon iğnesi (Endo-Top, Cerkamed, Polonya) kullanılarak her bir örneğe %2,5'lik NaOCl (Wizard, Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye) ile 5 ml irrigasyon yapıldı.²²⁷ Sonrasında her kanal 5 ml serum fizyolojik ile irrigate edildi.¹⁵⁷

3.4. Örneklerin Gruplara Ayrılması

Kök perforasyonu oluşturulacak dişler perforasyon çapları küçükten büyüğe doğru olacak şekilde 0,25 mm, 0,5 mm, 0,75 mm ve 1,0 mm ve 1,25 mm olarak beş farklı gruba randomize bir şekilde ayrıldı (n=20). Her bir perforasyon grubunda bulunan dişler kullanılacak olan kinematik tipine göre randomize olarak iki alt gruba daha ayrıldı. Bu şekilde her bir grupta toplam 10 diş olacak şekilde 10 farklı deney grubu oluşturuldu (n=10) (Tablo 3.1).

Rotasyon hareketi ile çalışan One Curve eğeleri (Micro-Mega) 'a' gruplarında kullanılırken, resiprokasyon ile çalışan One Reci (Micro-Mega) eğeleri 'b' gruplarında kullanıldı.

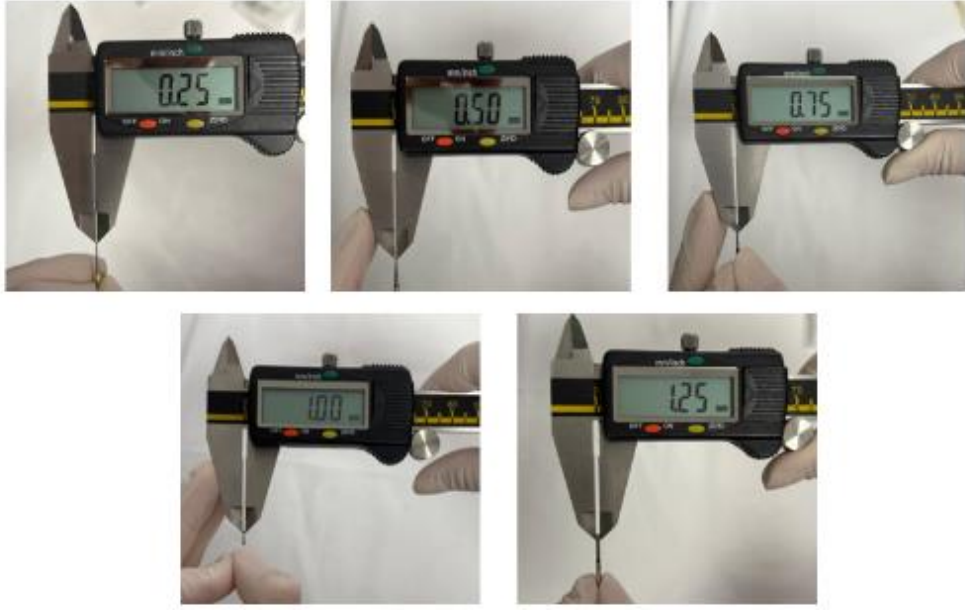
Tablo 3.1. Deney Grupları

Grup 1	0,25 mm perforasyon çapı	Grup 1a	Rotasyon
		Grup 1b	Resiprokasyon
Grup 2	0,50 mm perforasyon çapı	Grup 2a	Rotasyon
		Grup 2b	Resiprokasyon
Grup 3	0,75 mm perforasyon çapı	Grup 3a	Rotasyon
		Grup 3b	Resiprokasyon
Grup 4	1,00 mm perforasyon çapı	Grup 4a	Rotasyon
		Grup 4b	Resiprokasyon
Grup 5	1,25 mm perforasyon çapı	Grup 5a	Rotasyon
		Grup 5b	Resiprokasyon

3.5. Kök Kanal Perforasyonlarının Oluşturulması

Perforasyonlar oluşturulurken kullanılan frezlerin çapları dijital kumpas ile kontrol edildi. Grup 1 için 0,25 mm, grup 2 için 0,50 mm, grup 3 için 0,75 mm, grup 4 için 1,00 mm, grup 5 için 1,25 mm çaplarında frezler (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Almanya) kullanılarak perforasyonlar oluşturuldu (Resim 3.3).

Köklerin eksternal yüzeyleri, anatomik apeksten 5 mm koronalde olacak şekilde dijital kumpas yardımıyla ölçüldü ve asetat kalemi ile işaretlendi (Resim 3.4). İşaretlenen bu noktalara, kök yüzeyi ile frez arasındaki açı 90 derece olacak şekilde su soğutması altında perforasyonlar oluşturuldu. Her 5 örnekte bir yeni elmas frez kullanılarak sürtünmeye bağlı aşınma riski minimize edildi.



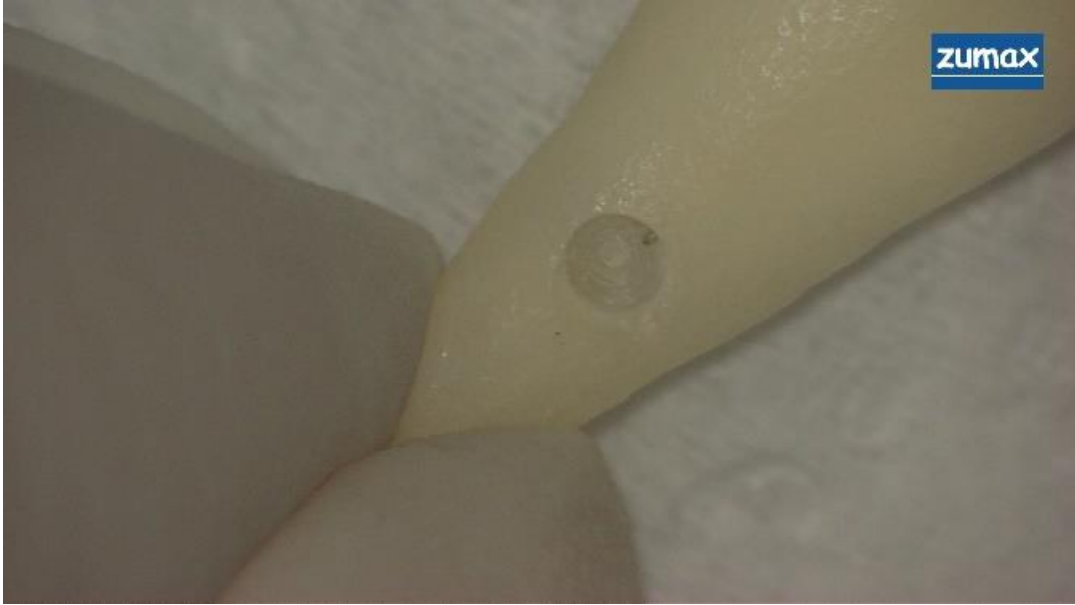
Resim 3.3. Perforasyon oluşturmak için kullanılan frezlerin çapları



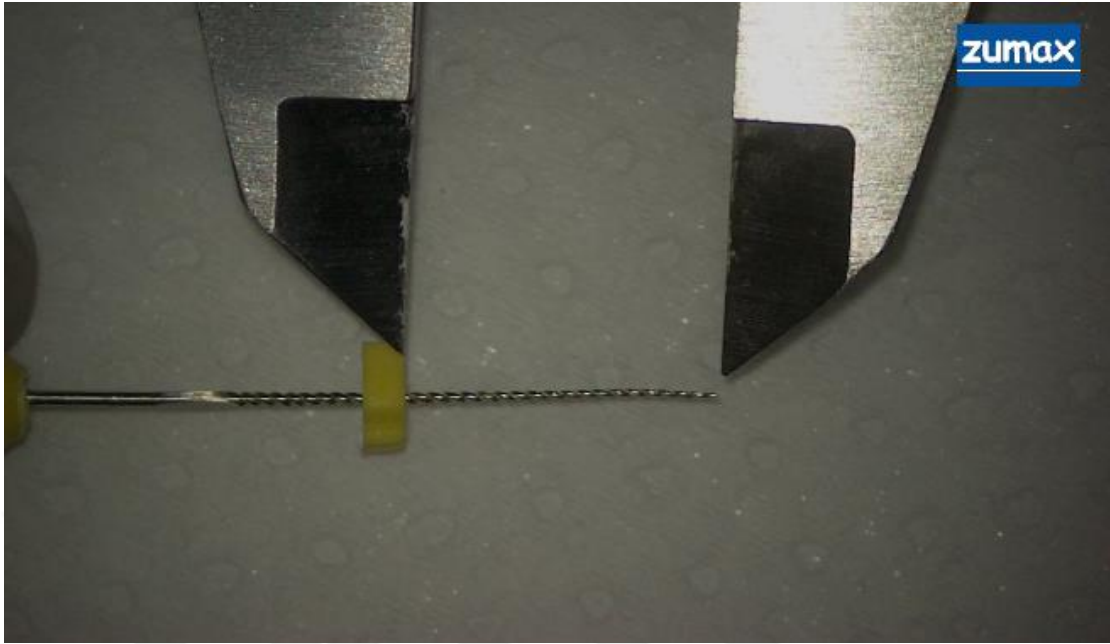
Resim 3.4. Anatmik apekten 5 mm koronalde olacak şekilde örneklerin işaretlenmesi

3.6. Gerçek Uzunlukların Belirlenmesi

Perforasyonlar oluşturulduktan sonra, dental operasyon mikroskobu (OMS 2380; Zumax, Suzhou, Çin) x19.4 büyütmede kullanılarak #20 K-tipi eğe kanal içerisine yerleştirildi. Eğe perforasyon alanında görülene kadar ilerletildi (Resim 3.5). Eğenin ucu perfore alanda görüldüğü ilk anda lastik stoper, kökün dekorone edildiği noktaya sabitlendi. Ardından eğe kanaldan çıkarıldı ve lastik stoper ile eğenin uç noktası arasındaki mesafe dijital kumpas yardımıyla dental operasyon mikroskobu altında ölçülerek gerçek uzunluklar (GU) kaydedildi (Resim 3.6). Her diş için ölçümler tek bir operatör tarafından ardışık şekilde 3 kez tekrarlanarak gerçekleştirildi ve ortalaması alındı. Bu işlem her bir örnek için ayrı ayrı tekrarlandı.



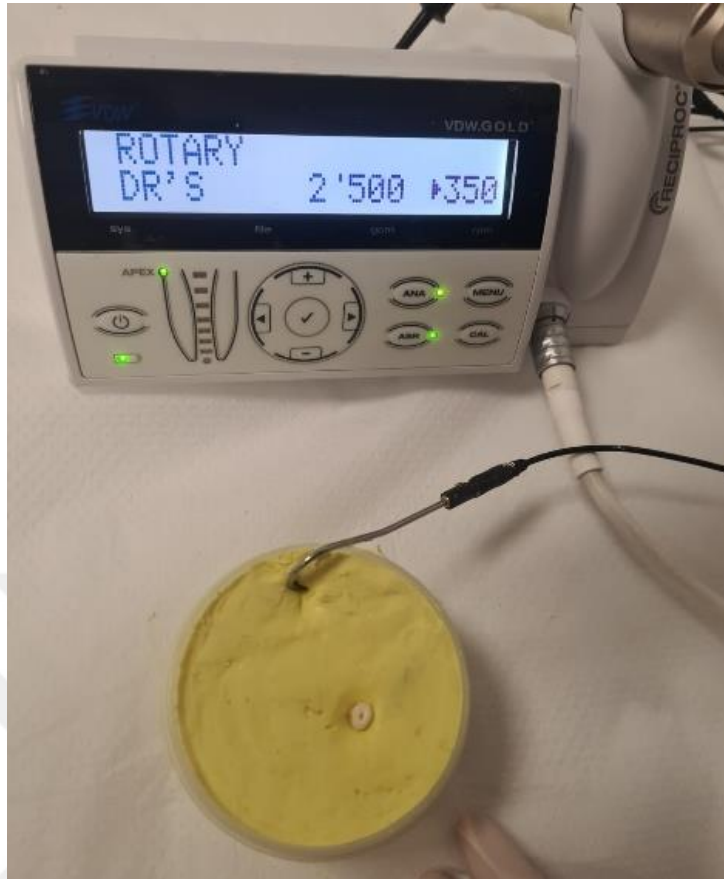
Resim 3.5. #20 K-tipi eğenin perfore alandaki görüntüsü



Resim 3.6. Lastik stoper ile eğenin ucu arasındaki mesafenin dental operasyon mikroskobu altında dijital kumpas ile ölçümü

3.7. Aljinat Modelin Hazırlanması

Ağız ortamını taklit etmesi için Katz ve ark.²²⁸ tarafından tanımlanan aljinat model hazırlandı (Resim 3.7). Bu aşamada dişler koronal kısımları dışarıda kalacak şekilde ayrı ayrı yeni karıştırılmış aljinat (Tropicalgin, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) içerisine gömüldü. Aljinat için yeterli nemin sağlanması amacıyla tüm ölçümler modelin hazırlanmasından sonraki 30 dakika içerisinde kronometre tutularak tamamlandı.¹⁷⁰ Deney düzeneği için VDW Gold Reciproc endomotorunun dudak klipsi, diş ile birlikte yeni karıştırılmış aljinat modelin içerisine yerleştirildi. Aljinat donduktan sonra dişler çıkarıldı ve perforasyon bölgesine girmiş olan aljinat parçaları sond ve hava-su spreyi yardımı ile temizlenerek perforasyon alanları temizlendi. Daha sonra dişler yuvalarına yerleştirilerek elektronik ölçüm için hazır hale getirildi.

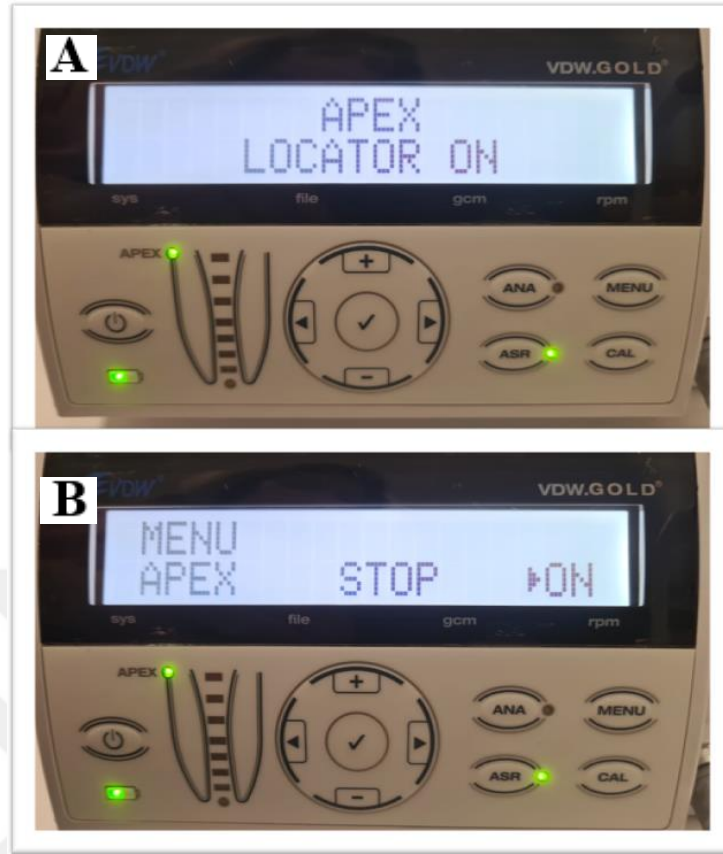


Resim 3.7. Ağız içi ortamı taklit eden aljinat modeli

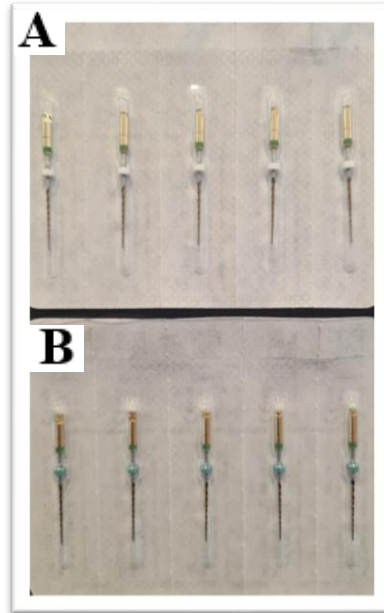
3.8. Elektronik Uzunlukların Belirlenmesi

VDW Gold Reciproc endomotor cihazı açıldıktan sonra kalibre edildi. Elektronik uzunluk (EU) ölçümü yapılacağından dolayı ege klipsi dudak klipsine takılarak ‘apex locater’ özelliği aktive edildi (Resim 3.8 A). Kırmızı LED yandığında endomotorun otomatik olarak durması için ‘auto apex stop’ özelliği aktive edildi (Resim 3.8 B). Ardından elektronik uzunlukların (EU) belirlenmesi için aljinat modele gömülen dişlerin kök kanallarına 1 ml NaOCl ile irrigasyon yapıldı ve koronal bölgeden taşan solüsyon bir spanç yardımı ile temizlendi. Grup 1a, grup 2a, grup 3a, grup 4a, grup 5a’daki örneklerde EU’lar sürekli rotasyon hareketi ile çalışan 35\04 One Curve (Micro-Mega) eğeler ile belirlenirken grup 1b, grup 2b, grup 3b, grup 4b, grup 5b’deki örneklerde resiprokasyon hareketi ile çalışan 35\04 One Recipro (Micro-Mega) eğeler ile belirlendi (Resim 3.9). One Curve (Micro-Mega) ege için üretici firma önerileri doğrultusunda 350 rpm ve 2.5 tork değerleri VDW Gold Reciproc endomotor cihazında ayarlandı. One Recipro (Micro-Mega) egesi için ise

VDW Gold Reciproc endomotoru 'Reciproc All' moduna ayarlandı. One Curve (Micro-Mega) eğeler ile çalışırken her 2-3 mm'de bir kez eğe kanaldan çıkarıldı ve spanç yardımı ile üzerindeki debrisler temizlendi. Her 2-3 mm'lik ilerlemeden sonra kök kanalları 30G (Endo-Top) yandan perfore irrigasyon iğnesi kullanılarak %2,5'lik 2,5 ml NaOCl ile irrigate edildi. Rekapitülasyon için #15 K-tipi eğe kullanıldı. Bu işlemler endomatora bağlı olan One Curve (Micro-Mega) eğesi 'auto apex stop' özelliği ile durana kadar (aynı zamanda ekranda kırmızı LED görünene kadar) tekrarlandı (Resim 3.10). Lastik stoper dişin dekorone edildiği noktaya sabitlendi. Dijital kumpas yardımıyla lastik stoper ile eğenin uç noktası arasında kalan mesafe dental operasyon mikroskobuyla x19.4 büyütme altında ölçüldü. Excel dosyasına her diş için ayrı ayrı EU olarak kaydedildi. Grup 1b, grup 2b, grup 3b, grup 4b ve grup 5b'deki örnekler için One Recipro (Micro-Mega) eğeleri ile çalışırken her 3 gagalama hareketi sonra kök kanalları 30G (Endo-Top) yandan perfore irrigasyon iğnesi kullanılarak %2,5'lik 2,5 ml NaOCl ile irrigate edildi ve eğenin üzerindeki debrisler nemli spanç yardımı ile temizlendi. Rekapitülasyon için #15 K-tipi eğe kullanıldı. Bu işlemler endomatora bağlı olan One Recipro (Micro-Mega) eğesi 'auto apex stop' özelliği ile durana kadar (aynı zamanda ekran kırmızı LED görünene kadar) tekrarlandı. Lastik stoper dişin dekorone edildiği noktaya sabitlendi. Dijital kumpas yardımıyla lastik stoper ile eğenin uç noktası arasında kalan mesafe dental operasyon mikroskobuyla x19.4 büyütme altında ölçüldü (Resim 3.11). Her diş için belirlenen EU değeri ayrı ayrı excel dosyasına kaydedildi. Her örnek için farklı bir endomotor eğesi kullanıldı.²²⁴ Tüm EU ölçümleri, yeterli nemi sağlamak için aljinat modelin hazırlanmasından sonraki 30 dakika içinde tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi.



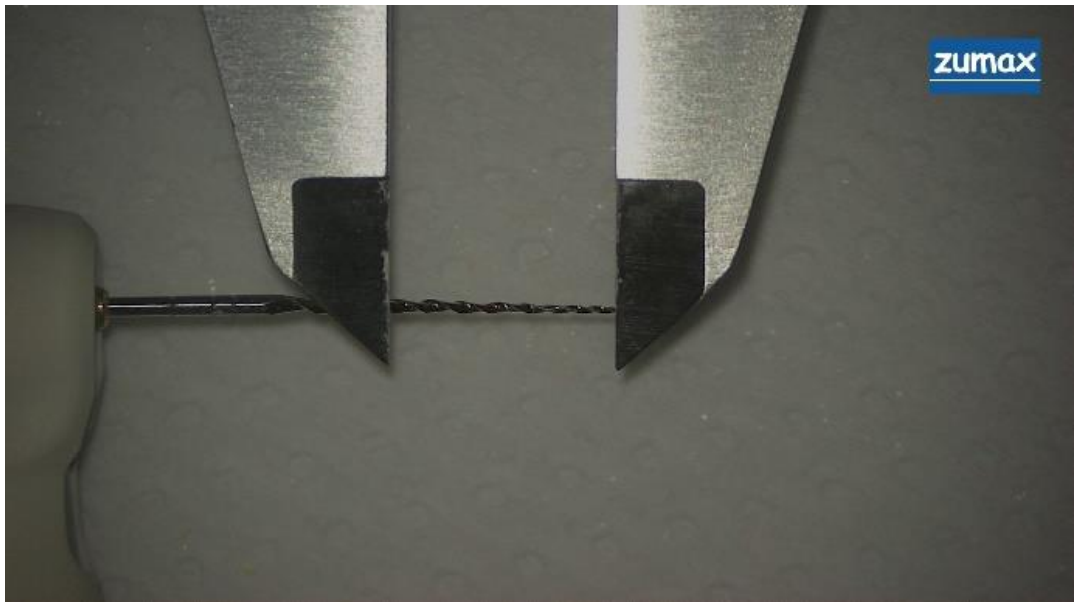
Resim 3.8. A. 'Apex Locator On' modu B. 'Auto Apex Stop' modu



Resim 3.9. A. One Curve eğesi B. One Recı eğesi



Resim 3.10. VDW Gold Reciproc endomotorunun 'Auto Apex Stop' modu sayesinde eğenin perfore alana geldiğinde kendiliğinden durması



Resim 3.11. Eğenin ucu ile lastik stoper arasındaki mesafenin dijital kumpas ile dental operasyon mikroskobu altında ölçülmesi

3.9. Gerçek Uzunluk ile Elektronik Uzunluğun Karşılaştırılması

Her diş için EU değerinden GU değeri çıkarılarak sapmalar hesaplandı.¹⁵⁷ Pozitif değerler (+) GU'dan daha ileride, negatif değerler (-) ise GU'dan daha geride yanıt alındığını gösterdi. İstatistiksel değerlendirmede, sapmalardaki farklar analiz edildi. Ölçümlerin değerlendirilmesinde (1,0)-(0,51) mm, (0,5)-(0,01) mm, (0) mm, (-0,01)-(-0,5) mm, (-0,51)-(-1,0) mm aralıkları kullanıldı, ölçüm yapılan diş sayıları ve oranları hesaplandı. Çalışma boyu tespit yöntemlerinin etkinliği $\pm 0,5$ mm aralığında değerlendirildi.¹⁵⁶

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmadaki sürekli ölçümlerin normal dağılıp dağılmadığına Kolmogorov-Smirnov testi ile bakıldı ve ölçümler normal dağıldığından Parametrik testler uygulandı. İstatistiksel değerlendirme SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanıldı. Gruplar arasında anlamlı fark olup olmadığı “Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)” ve “Bağımsız T-testi” kullanılarak değerlendirildi. Varyans analizini takiben farklı grupları belirlemede “Duncan testi” kullanıldı. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alınmış ve analizler için SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Perforasyon Çapı ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda bulunan tüm deney gruplarında GU'lar dental operasyon mikroskobu kullanılarak x19.4 büyütme altında belirlendi. Çalışmamızda grup 1 (0,25 mm), grup 2 (0,50 mm) tüm örneklerde VDW Gold Reciproc endomotor kullanılarak EU'lar tespit edilemedi. Bu gruplarda eğenin ucu perforasyon alanına yaklaştığında cihazdan tutarsız sinyaller alındı ancak cihazın 'auto apex stop' fonksiyonu devreye girmedi. Ege perforasyon alanından daha ileri gittiğinde apikal foramenden uzaklaşıldığına dair sinyaller alındı. Bundan dolayı grup 1 (0,25 mm) ve grup 2 (0,50 mm)'de EU ölçümleri yapılamadığı için istatistiğe dahil edilmedi. Grup 3 (0,75 mm), grup 4 (1,00 mm) ve grup 5 (1,25 mm)'de 'auto apex stop' fonksiyonu devreye girdi ve EU ölçümleri gerçekleştirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri gerçekleştirildi.

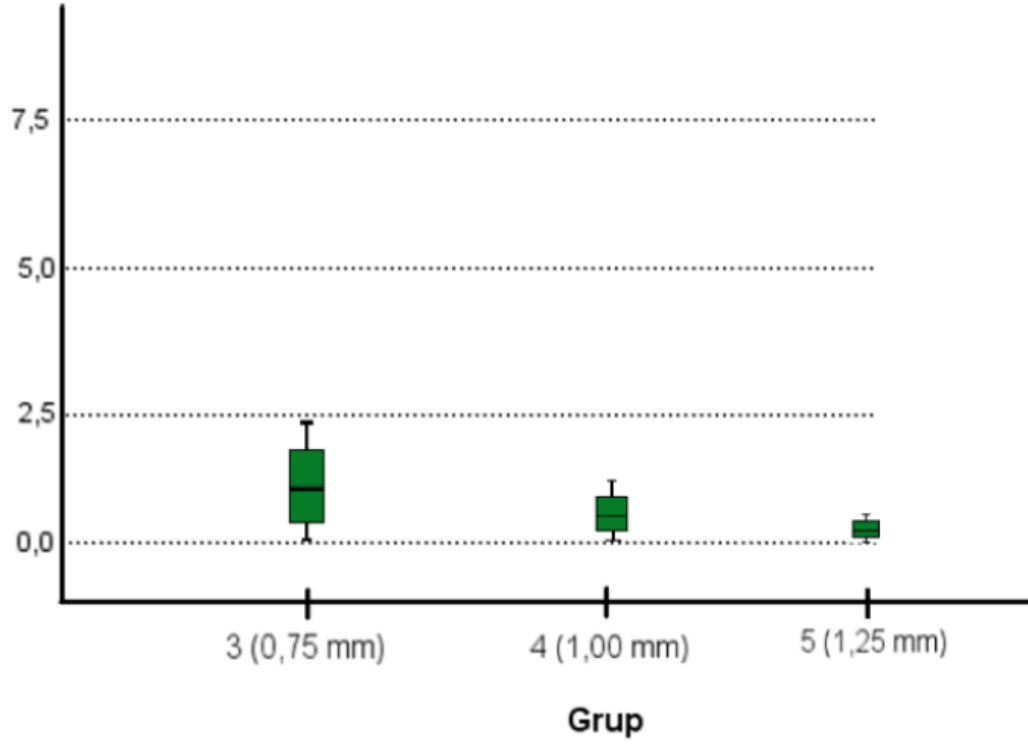
Gruplar arası normallik dağılımı Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplar Arası Normallik Dağılımı

	Gruplar	Perforasyon Çapı	Kolmogorov-Smirnov		
			İstatistik	Serbestlik derecesi	p^*
EU-GU	Grup 3	0,75 mm	0,092	20	0,200
	Grup 4	1,00 mm	0,170	20	0,130
	Grup 5	1,25 mm	0,131	20	0,200

EU: Elektronik uzunluk, GU: Gerçek uzunluk p^* : Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri

Şekil 4.1’de EU-GU değerlerinin gruplar arası normallik dağılım grafiği verilmiştir.



Şekil 4.1. EU-GU değerlerinin gruplar arası normallik dağılım grafiği

Grup 3a (0,75 mm, rotasyon)’da bulunan 7 örnekte EU-GU değeri ± 1 mm olarak ölçüldü. Bu örneklerden 3 tanesinde ise EU-GU değeri $\pm 0,5$ mm olarak bulundu. Aynı perforasyon çapına sahip 3b (0,75 mm, resiprokasyon) grubunda ise yine benzer şekilde 7 örnekte EU-GU değeri ± 1 mm olarak bulunurken, 3 örnekte $\pm 0,5$ mm olarak hesaplandı. Grup 3 (0,75 mm)’deki dişler için elde edilen EU-GU değerlerinin farklı referans aralıklarına göre dağılımı Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Grup 3 (0,75 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı

0,75 mm’lik perforasyon için EU- GU arası fark (mm)	Grup 3a One Curve (Rotasyon)		Grup 3b One Reci (Resiprokasyon)	
	n	%	n	%
<-0,51	0	%0	0	%0
-0,5-(-0,01)	1	%10	1	%10
0,00	0	%0	0	%0
0,01–0,50	2	%20	2	%20
>0,51	7	%70	7	%70

EU: Elektronik uzunluk, GU: Gerçek uzunluk

Grup 4a (1,00 mm, rotasyon)'daki tüm örneklerde EU-GU değeri $\pm 0,5$ mm olarak hesaplandı. Grup 4b (1,00 mm, resiprokasyon)'de ise 2 adet örnekte EU-GU değeri ± 1 mm olarak hesaplanırken 8 adet örnekte $\pm 0,5$ mm olarak hesaplandı. Grup 4 (1,00 mm) için EU-GU değerlerinin farklı referans aralıklarına göre dağılımı Tablo 4.3'de detaylı şekilde gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Grup 4 (1,00 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı

1,00 mm'lik perforasyon için EU-GU arası fark (mm)	Grup 4a One Curve (Rotasyon)		Grup 4b One Recı (Resiprokasyon)	
	n	%	n	%
<-0,51	0	%0	1	%10
-0,5-(-0,01)	4	%40	4	%40
0,00	0	%0	0	%0
0,01-0,50	6	%60	4	%40
>0,51	0	%0	1	%10

EU: Elektronik uzunluk, GU: Gerçek uzunluk

Grup 5a (1,25 mm, rotasyon)'da bulunan tüm örneklerde EU-GU değeri $\pm 0,5$ mm olarak hesaplandı. Grup 5b (1,25 mm, resiprokasyon)'deki örneklerden 1 tanesinde EU ile GU değeri arası fark 0 olarak hesaplanırken, geri kalan 9 tanesinde EU-GU değeri $\pm 0,5$ mm olarak hesaplandı. Grup 5 (1,25 mm) için EU-GU değerinin farklı referans aralıklarına göre dağılımı Tablo 4.4'de detaylı şekilde gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Grup 5 (1,25 mm) için EU-GU Arasındaki Farkların Farklı Referans Aralıklarına Göre Dağılımı

1,25 mm'lik perforasyon için EU-GU arası fark (mm)	Grup 5a One Curve (Rotasyon)		Grup 5b One Reci (Resiprokasyon)	
	n	%	n	%
<-0,51	0	%0	0	%0
-0,5-(-0,01)	4	%40	1	%10
0,00	0	%0	1	%10
0,01-0,50	6	%60	8	%80
>0,51	0	%0	0	%0

EU: Elektronik uzunluk, GU: Gerçek uzunluk

Grup 1 (0,25 mm) ve grup 2 (0,50 mm)'de VDW Gold Reciproc endomotor ile EU ölçümleri gerçekleştirilemediğinden bu gruplar tablolara dahil edilmemiştir. EU-GU değerinde, gruplara göre istatistik olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p=0,001$).

Grup 4 (1,00 mm) ve grup 5'de (1,25 mm) EU-GU değeri benzer olup, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Grup 3 (0,75 mm)'de EU-GU değeri grup 4 (1,00 mm) ve grup 5 (1,25 mm)'den daha yüksek değerler almıştır ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,001$). Yani grup 3 (0,75 mm)'de bulunan örneklerde EU değerleri GU değerlerinden grup 4 (1,00 mm) ve grup 5 (1,25 mm)'e göre daha fazla sapmıştır.

4.2. Kinematikler ile İlgili Bulgular

Grup 1a (0,25 mm ve rotasyon), grup 1b (0,25 mm ve resiprokasyon), grup 2a (0,50 mm ve rotasyon), grup 2b (0,50 mm, resiprokasyon)'deki dişlerde endodontik motor ile EU ölçümleri yapılamadığından dolayı istatistiğe dahil edilmemiştir.

Perforasyon çapı 0,75 mm olan grup 3a ve grup 3b'de EU-GU değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmamaktadır ($p>0,05$). Yani grup 3'de kullanılan kinematiklerin örneklerin EU ölçümleri üzerine etkisi yoktur.

Perforasyon çapı 1,00 mm olan grup 4a ve grup 4b'de EU-GU değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmamaktadır ($p>0,05$). Yani grup 4'de kullanılan kinematiklerin örneklerin EU ölçümleri üzerine etkisi yoktur.

Perforasyon çapı 1,25 mm olan grup 5a ve grup 5b'de EU-GU değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmamaktadır ($p>0,05$). Yani grup 5'de kullanılan kinematiklerin, örneklerin EU ölçümleri üzerine etkisi yoktur.

EU-GU değerlerinin gruplar arası tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre anlamlılık düzeyleri Tablo 4.5'de gösterilmiştir. EU-GU ölçümlerinin kinematik tipi ve perforasyon çapına göre ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tüm gruplarda perforasyon çapından bağımsız olarak kullanılan kinematik tipi (rotasyon, resiprokasyon) EU-GU değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilememektedir ($p>0,05$). EU-GU ölçümlerinin kinematik tipi ve perforasyon çapına göre ortalama ve standart sapma değerleri Şekil 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.5. EU-GU Değerlerinin Gruplar Arası Tek Yönlü ANOVA Testi Sonuçlarına Göre Anlamlılık Düzeyleri

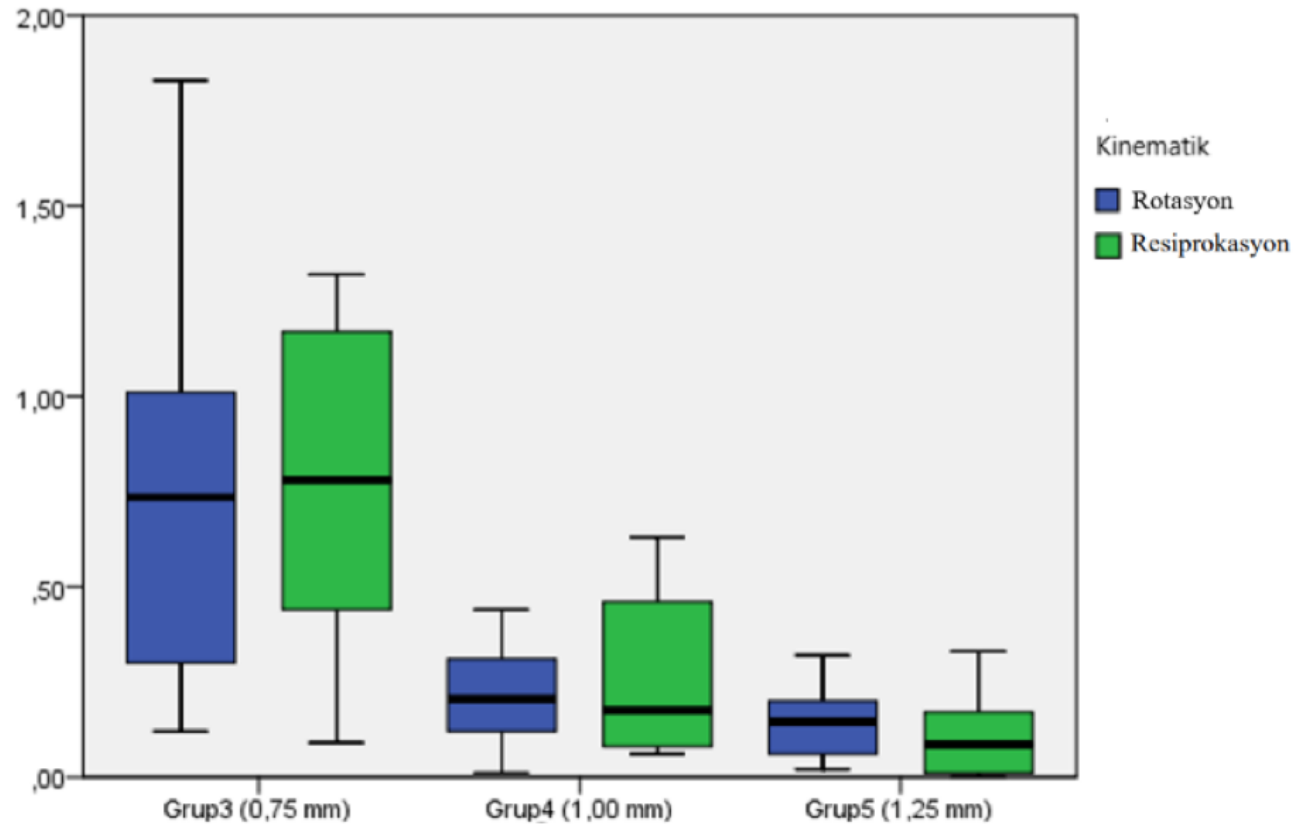
	Gruplar	Perforasyon Çapı	Ortalama		Rotasyon		Resiprokasyon		$*p^1$.
			Ort. (mm)	Standart Sapma (mm)	Ort. (mm)	Standart Sapma (mm)	Ort. (mm)	Standart Sapma (mm)	
EU-GU	Grup 3	0,75 mm	0,771 ^a	0,476	0,781	0,536	0,761	0,438	0,928
	Grup 4	1,00 mm	0,239 ^b	0,176	0,212	0,133	0,266	0,214	0,508
	Grup 5	1,25 mm	0,130 ^b	0,105	0,144	0,095	0,116	0,117	0,564
$*p^2$.			0,001						

*a-b: Farklı harfler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır. $*p^1$: EU-GU değerlerinin farklı kinematik tiplerine p değeridir. $*p^2$: EU-GU değerlerinin farklı perforasyon çaplarına ait p değeridir.

Tablo 4.6. EU-GU Ölçümlerinin Kinematik Tipi ve Perforasyon Çapına Göre Ortalama ve Standart Sapma Değerleri

	Grup	Perforasyon Çapı	Kinematik	Ortalama (mm)	Standart Sapma (mm)
EU-GU	Grup 3	(0,75 mm)	Rotasyon	0,781	0,536
			Resiprokasyon	0,761	0,438
			Toplam	0,771	0,476
	Grup 4	(1,00 mm)	Rotasyon	0,212	0,133
			Resiprokasyon	0,266	0,214
			Toplam	0,239	0,176
	Grup 5	(1,25 mm)	Rotasyon	0,144	0,095
			Resiprokasyon	0,116	0,117
			Toplam	0,130	0,105
	Toplam		Rotasyon	2,131	2,224
			Resiprokasyon	2,110	2,186
			Toplam	2,120	2,194

EU: Elektronik uzunluk, GU: Gerçek uzunluk



Şekil 4.2. EU-GU ölçümlerinin farklı kinematik tipi ve farklı perforasyon çapına göre ortalama ve standart sapma değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, farklı perforasyon çapları ve kinematiklerin kök perforasyonunun yerinin tespitine etkisini değerlendirmektir. Beş farklı perforasyon çapı (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1 mm, 1,25 mm) ve iki farklı kinematik (rotasyon ve resiprokasyon) tipi VDW Gold Reciproc endomotor ile *in-vitro* olarak test edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, 0,5 mm ve daha küçük perforasyonlar elektronik olarak tespit edilememiştir. 0,75 mm ve daha büyük perforasyonlar ise klinik olarak kabul edilebilir bir doğrulukla tespit edilebilmiştir. Perforasyon boyutları arttıkça, perforasyon yerinin doğru tespit edilebilirliği de artmıştır. Rotasyon ve resiprokasyon hareketleri arasında perforasyon yerinin tespit edilebilirliği açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda, perforasyon boyutunun perforasyon yerinin doğru tespitinde önemli bir faktör olduğu, kullanılan kinematik türünün ise bu durumu etkilemediği söylenebilir. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın birinci hipotezi reddedilmiş, ikinci hipotezi ise kabul edilmiştir.

Kök perforasyonları, pulpa boşluğu ve periodontal dokular arasındaki bağlantıyı bozarak inflamatuvar yanıt ve doku yıkımına yol açabilir. Erken teşhis ve tedavi, dişin uzun vadeli sağlığı için kritik önem taşır.²²⁹⁻²³¹ Tedavi edilmeyen perforasyonlar; periodontal doku ve alveolar kemik yıkımı, dişeti cepleri, apse oluşumu ve diş kaybı gibi ciddi sorunlara yol açabilir.^{12, 230, 232-234} Tamir süresinin uzaması, perforasyon çapının büyümesi ve servikal bölgeye yakınlığı perforasyonların başarılı şekilde onarımını zorlaştıran faktörlerdendir.⁶ Küçük çaptaki perforasyonlarda büyük çaptaki perforasyonlara göre daha düşük doku tahribatı ve daha az inflamasyon görülür. Ayrıca küçük çaptaki perforasyonların tamirinde hermetik bir tıkama yapmak nispeten daha kolaydır.^{6, 235} Bu nedenle küçük çaptaki perforasyonların iyileşmesi daha öngörülebilirdir ve daha iyi prognoza sahiptir.

Entegre EAB'li endomotorlar, kök kanal preparasyonu sırasında apikal sınırın sürekli olarak takip edilmesini sağlayarak tedaviyi daha dinamik ve verimli hale getirebilirler.^{236, 237} Kök kanal perforasyonlarının yerini doğru belirleyen bir cihaz, tedavinin başarı şansını önemli ölçüde artırır. İki boyutlu radyografiler, bazı anatomik

yapılar varlığında perforasyonun yerini ve büyüklüğünü göstermeyebilir veya yanlış gösterebilir. Bu duruma alternatif olarak son zamanlarda KIBT kullanımı gündeme gelmiştir. Ancak KIBT kullanımı, kök kanal dolgu materyali olduğunda, bazı strip perforasyonlarda ve kök kırıklarında teşhisi sınırlandırılabilir.^{19, 156, 238, 239} Bu yöntemlere alternatif olarak EAB kullanımı, kök perforasyonlarını tespit etmek için klinik olarak kabul edilebilir bir yöntemdir.^{104, 156, 240}

Bu çalışmada, tüm kontrol edilebilen faktörler standardize edildi. Çalışmanın değişkenleri ise farklı perforasyon boyutları ve kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan kinematikler olarak belirlendi. Bu çalışmada 100 adet periodontal sebeplerle çekilmiş, kapalı apekse sahip, alt küçük azı dişi kullanıldı. Dişlerin kronlarının düz bir referans düzlemi oluşturması ve standardizasyonu sağlamak için kalan kök boyu 18 mm olacak şekilde dekorone edildi. Bu çalışmada kullanılan diş tipi ve kullanılan yöntem, örneklerde standardizasyon oluşturmak için literatürde bu alanda yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir.^{157, 159, 170, 241}

EAB'lerin doğru çalışması kullanılan eğenin boyutu ve apikal daralmanın varlığı ile oldukça ilgilidir.^{95, 123, 242-245} Özellikle kan varlığında çalışma uzunluğunu doğru ölçmek için apikal bölgedeki kök kanal duvarlarına temas eden bir eğe önerilir.^{122, 246} Bu bilgilerin doğrultusunda dekorone edilen alt premolar dişlerin her birinde #10 K-tipi eğenin apikalden rahatlıkla geçtiği, #20 K-tipi eğenin ise apikalde sıkıştığı dişler seçildi ve geri kalan dişler çalışma dışı bırakıldı. #20 K-tipi eğenin apikalde sıkıştığı dişler seçilerek ana apikal eğe (master apical file, MAF) #35 olarak belirlendi. Başlangıç apikal eğeden (initial apical file, IAF) üç boy büyük eğenin MAF eğesi olarak seçilmesi literatür bilgisi ile uyumludur.²⁴⁷⁻²⁵⁰ MAF standardizasyonu için rotasyon gruplarında 35\04 One Curve (Micro-Mega) eğeler resiprokasyon gruplarında 35\04 One Recı (Micro-Mega) eğeler kullanıldı.

Literatürde perforasyonlarla ilgili yapılan çalışmalarda, farklı araştırmacılar farklı boyutlarda perforasyonları incelemişlerdir. Fuss ve ark.¹⁰³ dişlerin eksternal kök yüzeylerine 0,27 mm'lik perforasyonlar oluşturmuşlardır. Zmener ve ark.²⁴⁰ ise dişlerin eksternal kök yüzeylerine yaklaşık 0,30 mm boyutlarında perforasyonlar oluşturmuşlardır. Shin ve ark.²⁵¹ tarafından yapılan çalışmada ise dişlerin eksternal kök yüzeylerine 1 mm boyutlarında perforasyonlar oluşturulmuştur. Kaufman ve

ark.¹⁰⁴ tarafından yapılan çalışmada ise kökün orta üçlüsünde büyük (0,55 mm- 0,60 mm) ve küçük (0,25 mm, 0,40 mm) olmak üzere farklı boyutlarda perforasyonlar oluşturulmuştur. Aydın ve ark.¹⁵⁹ tarafından yapılan çalışmada ise 0,4 mm ve 1,00 mm olmak üzere 2 farklı perforasyon çapı kullanılmıştır. Bu çalışmada ise literatürde Koç ve ark.¹⁵⁷ tarafından yapılan çalışmayla uyumlu olacak şekilde 0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm ve 1,25 mm perforasyon çapları kullanıldı. Perforasyonlar çeşitli boyutlarda ortaya çıkabildiği ve bu çalışmada perforasyon çapının perforasyonun yerinin tespitine etkisi araştırıldığı için beş farklı perforasyon çapı değerlendirildi. Örnekler; Koç ve ark.,¹⁵⁷ D'Assunção ve ark.,¹⁵⁶ Altunbaş ve ark.,¹⁵⁵ Harorlı ve ark.²⁴¹ ve Aydın ve ark.¹⁵⁹ çalışmaları doğrultusunda anatomik apekten 5 mm koronalde olacak şekilde perforasyon çapına uygun boyuttaki frezlerle eksternal kök yüzeyi ile 90° açı oluşturacak şekilde yapay olarak perfore edildi.

Dişlerin eksternal kök yüzeylerine perforasyonlar oluşturulduktan sonra GU'ların hesaplanması diğer çalışmalarla benzer şekilde büyütme altında gerçekleştirildi.^{156, 157, 170, 241} Khatri ve ark.'nın¹⁵⁸ çalışmasında da GU'lar stereomikroskop altında x20 büyütme kullanılarak, stereomikroskopun (Labomed, California, ABD) kendi yazılımı kullanılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada örneklerin kök kanallarına #20 K-tipi eğe yerleştirildi. Dental operasyon mikroskopunda x19,4 büyütme altında eğe perforasyon alanında görülene kadar ilerletildi. Eğe perfore alanda görüldüğünde ise lastik stoper kökün dekorone edildiği noktaya sabitlendi ve eğe ucu ile lastik stoper arasında kalan mesafe dental operasyon mikroskobu altında dijital kumpas yardımı ile ölçüldü. Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ çalışmasında eğe ucu ile lastik stoper arasındaki mesafenin (GU) ölçümü için milimetre cetveli kullanılmıştır. Koç ve ark.¹⁵⁷ çalışmasında ise GU uzunluklarının ölçümü için endometre kullanılmıştır. Bu çalışmada güvenilirliği artırmak ve daha hassas ölçümler yapabilmek için Harorlı ve ark.'nın²⁴¹ çalışmasına benzer şekilde eğe ucu ile lastik stoper arasında kalan mesafenin ölçümü için dijital kumpas kullanıldı.

EAB kullanılan benzer çalışmalarda, laboratuvar ortamında klinik durumu taklit etmek için çeşitli elektro-iletken malzemeler kullanılmıştır. Bu malzemeler arasında aljinat, jelatin, agaragar ve salin solüsyonu sayılabilir.^{110, 252} Bu çalışmada elektronik ölçümlerin gerçekleştirilmesinde aljinat model tercih edildi. Çalışmamızda kullandığımız bu aljinat model yöntemi literatürdeki benzer

çalışmalarla uyumludur.^{157, 158, 170} Katz ve ark.²²⁸ tarafından tanımlanan bu modelin, yeterli elektro-iletkenlik özelliğine sahip olması, kolay manipüle edilebilmesi, yüksek elastikiyet göstermesi, viskozitesi sayesinde kök çevresini sıkıca sararak kök yüzeyine uyum sağlaması ve tekrarlanan ölçümlere izin vermesi gibi avantajları bulunmaktadır.²⁵³⁻²⁵⁷ Bu araştırmada aljinat modelin yeterli neme sahip olması için tüm ölçümler modelin hazırlanmasından sonraki 30 dakika içinde gerçekleştirildi.¹⁷⁰ Aljinat, kullanıcı firmanın talimatlarına uygun şekilde karıştırıldı ve bir kaba aktarıldı. VDW Gold Reciproc endomotorunun dudak klipsi aljinat dolu kabın içerisine gömüldü. Aljinat sertleştikten sonra dış çıkarıldı ve perforasyon alanındaki aljinat parçaları temizlenip tekrar yerine yerleştirildi. Bu yöntemle elektronik ölçümler güvenli bir şekilde gerçekleştirildi.

EU ölçümleri için ise, VDW Gold Reciproc endomotor kullanıldı. Bu endomotor EAB ile entegre edilmiş, hız ve tork ayarları değiştirilebilen, ayak pedalı ile kontrolü sağlanan bir cihazdır. Kök kanal tedavisi sırasında eş zamanlı olarak uzunluk kontrolü sağlar. Bunun yanında sadece EAB olarak da kullanılabilir.¹⁷⁰ Bu entegre EAB'li endomotorun güvenilirliği Almeida Gardelin ve ark.²²⁷, Khatri ve ark.¹⁵⁸ ve Wigler ve ark.¹⁷⁰ tarafından yapılan çalışmalarda da kanıtlanmıştır. Bu nedenle bu çalışmada da VDW Gold Reciproc endomotor tercih edilmiştir. De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ yaptıkları çalışmaya benzer şekilde VDW Gold Reciproc endomotoru 'auto apex stop' moduna ayarlanarak rotasyon (One Curve) ve resiprokasyon (One Reci) ile çalışan eğelerin perforasyon alanına geldiğinde kendiliğinden durması hedeflendi. Eğe durduğunda lastik stoper sabitlendi. Lastik stoper ile eğenin en uç noktası arasındaki mesafe dijital kumpas yardımı ile dental operasyon mikroskobu altında ölçüldü. Bu işlem her örnek için ayrı ayrı tekrarlandı.

One Curve (Micro-Mega) eğe sistemi 2017 yılında geliştirilen sürekli rotasyon ile çalışan ve NiTi alaşımından üretilmiş olan tek eğe sistemlerinden biridir. One Curve (Micro-Mega) eğesinin üretiminde kullanılan C-Wire teknolojisi sayesinde eğe şekil hafızası özelliği kazanır ve karmaşık anatomiye sahip kök kanallarında ön eğim verilerek kullanılabilir.^{222, 223} Elnaghy ve ark.²⁵⁸ yaptığı çalışmada One Curve (Micro-Mega), Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, ABD), ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, ABD), RaCe (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, İsviçre), 2Shape (MicroMega, Besancon,

Fransa) eğeleri tek ve çift kurvatürlü yapay kök kanallarında döngüsel yorgunluğa direnç açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre One Curve (Micro-Mega) ve 2Shape eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin ProFile Vortex ve RaCe eğelerine göre daha yüksek olduğu raporlanmıştır. One Curve (Micro-Mega) eğe sistemi döngüsel yorulma direncini arttıran kontrollü hafıza özelliği kazandıran ve tescilli bir ısıl işlem olan C-Wire teknolojisi kullanılarak üretilmiştir.²⁵⁹ Ayrıca yapılan çalışmalarda küçük çekirdek çapının eğelerin döngüsel yorulma direncini artırdığı bildirilmiştir.²⁵⁹ One Curve (Micro-Mega) eğeleri de küçük çekirdek çapına sahiptir. Bu da alaşım metalurjisinin yanı sıra One Curve (Micro-Mega) eğe sisteminin yorulma direncini artıran bir diğer faktör olarak düşünülebilir. Tufenkci ve ark.²⁶⁰ yaptıkları çalışmada; ProTaper Next (Dentsply Maillefer), One Shape (Micro-Mega) ve One Curve (Micro-Mega) eğelerinin şekillendirme yetenekleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; One Curve (Micro-Mega) eğeleri kullanılan dişlerde istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az apikal transportasyon gerçekleştiği bildirilmiştir.²⁶⁰

One Recı (Micro-Mega) eğe sistemi yakın zamanda piyasaya sürülen, resiprokasyon hareketi ile çalışan ve NiTi alaşımından üretilen yeni bir eğe sistemidir.^{224, 261} Bu eğe sisteminin üretiminde esnekliği ve merkezleme kabiliyetini artıran C-Wire teknolojisi kullanılmıştır. Üçlü sarmal olarak başlayan ve eğenin shaftına doğru kademeli olarak S şekline dönen kesiti sayesinde koronal yönde debriserin çıkışını kolaylaştırır ve kesme verimliliğini artırır.²²⁴ Pedullà ve ark.'nın²⁶¹ yaptığı çalışmada One Recı (Micro-Mega), WaveOne Gold (Dentsply Maillefer), ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer) ve One Curve (Micro-Mega) eğe sistemleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarında One Recı (Micro-Mega) eğe sisteminin, diğer eğe sistemlerinden önemli ölçüde daha yüksek statik döngüsel yorulma direnci gösterdiği, One Recı (Micro-Mega) ve WaveOne Gold (Dentsply Maillefer) eğe sistemlerinin dinamik döngüsel yorgunluk direncinin One Curve (Micro-Mega) ve ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer) eğelerinden daha yüksek olduğu raporlanmıştır.²⁶¹ One Curve (Micro-Mega) ve One Recı (Micro-Mega) eğeler; C-Wire teknolojisi ile üretilmiş olan tek eğe NiTi sistemlerindendir. Bu çalışmada apikal boyutu standardize etmek için 35\04 One Curve (Micro-Mega) ve One Recı (Micro-Mega) eğeleri kullanıldı. Tek eğeli NiTi sistemleri günümüzde kök kanal preparasyonu için sıklıkla tercih edilen sistemlerdendir. Preparasyon için

sadece bir tane eğe gerektirdiğinden dolayı preparasyon için gereken süreyi oldukça kısaltır.²²¹ Piyasada halihazırda bulunan sürekli rotasyonla çalışan eğe sistemleri asortidir. Fakat buna uygun olan resiprokal sistem yoktur. Bundan dolayı çalışmayı standardize etmek için tek eğe 35\04 resiprokasyon ve sürekli rotasyon ile çalışan eğe sistemleri kullanıldı.

EU'ların ölçümü sırasında literatürdeki benzer çalışmalara uygun olarak kök kanallarında %2,5'lik NaOCl solüsyonu ile irrigasyon yapıldı.^{157, 227, 241} Shin ve ark.²⁵¹ yaptıkları çalışmada sıvı ve jel formdaki irrigasyon ajanlarının EAB'lerin doğruluğu üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Shin ve ark.'nın²⁵¹ çalışmasının sonuçlarına göre sıvı formdaki irrigasyon ajanların jel formdaki irrigasyon ajanlarına göre perforasyon tespitinde daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar bu durumun simüle perfore alanlarda bulunan sıvı formdaki elektro-iletken irriganların eksternal kök yüzeyine çok daha kolay ulaşabilmesinden dolayı olduğunu bildirmişlerdir. Shin ve ark.'nın²⁵¹ çalışmasının bulguları doğrultusunda bu çalışmada sıvı formdaki %2,5 NaOCl irrigasyon ajanı kullanıldı.

Carvalho ve ark.'nın¹¹⁶ yaptığı çalışmada NaOCl gibi irrigasyon solüsyonlarının EAB'lerin doğruluğuna etkisi olmadığı bildirilmiştir. Jenkins ve ark.'nın¹⁰⁹ yaptıkları çalışmada ve Kang ve ark.'nın²⁶² yaptıkları çalışmada da benzer şekilde irrigasyon solüsyonlarının EAB'lerin doğruluğunu etkilemediği raporlanmıştır. Halojenli bir bileşik olan NaOCl solüsyonunun, nekrotik dokuları çözme, antibakteriyel özelliği, lubrikant etkisi bulunmaktadır.²⁶³ Bu nedenle kök kanal irrigasyonu için rutin olarak kullanılmaktadır.²⁶⁴⁻²⁶⁶ Bu bilgilerin doğrultusunda NaOCl irrigasyon solüsyonu EAB'lerin doğruluğuna etki etmediğinden dolayı preparasyon aşamasında standardizasyon için sadece %2,5'lik NaOCl kullanıldı.

Koç ve ark.¹⁵⁷ yaptıkları çalışmada 5 farklı perforasyon çapı (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm, 1,25 mm) ve 6 farklı EAB (Dentaport ZX, Raypex 6, Apex ID, Propex II, Propex Pixi, Dr's Finder NEO) kullanarak perforasyon çapının perforasyonun tespitine olan etkisini ve EAB cihazlarından hangisinin perforasyon tespitinde daha başarılı olduğunu değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, perforasyon çapının 0,25 mm ve 0,50 mm olduğu örneklerde perfore bölgenin elektronik

yöntemle tespit edilemediğini bildirmişlerdir. Bu bulgu bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca Koç ve ark.'nın¹⁵⁷ çalışmasında perforasyon çapının 1,25 mm ve 1,00 mm olduğu gruplarda farklı marka EAB'ler arasında perforasyon tespitinin başarısı açısından anlamlı fark bulunmamıştır ve perforasyon çapının 0,75 mm olduğu gruba göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Kök kanal perforasyon çapının 0,75 mm olduğu grupta Propex Pixi'nin perforasyon tespitinde Dentaport ZX'e göre anlamlı derecede daha başarılı olduğu bulunmuştur. Bununla birlikte 0,75 mm grubunda Apex ID perforasyonu tespit edememiştir. Bizim çalışmamızın bulguları Koç ve ark.'nın¹⁵⁷ çalışmasının bulgularını desteklemektedir.

De Almeida Gardelin ve ark.²²⁷ yaptıkları çalışmada rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin, VDW Gold Reciproc entegre EAB'li endomotor ile glide path aşamasında ve şekillendirmenin sonunda çalışma uzunluğu ölçümlerine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin glide path aşamasında çalışma uzunluğu ölçümlerini anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir. Şekillendirmenin sonunda ise rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin her ikisinde de gerçek çalışma uzunluğundan sapmalar olduğu gözlenmiştir. Ancak resiprokasyon hareketinde rotasyon hareketine göre gerçek çalışma uzunluğundan daha fazla sapmalar gözlenmiştir. Bu çalışmada De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ yaptığı çalışmadan farklı olarak çalışma uzunluğu değil perforasyona kadar olan mesafe ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları; rotasyon ve resiprokasyon hareketleri karşılaştırıldığında EU-GU değerlerinde anlamlı farklılık bulunmaması açısından, De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ çalışmasının glide path aşaması ile benzerlik gösterirken, şekillendirmenin sonu açısından benzerlik göstermemektedir. Bu farklılığın nedenleri; De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ çalışmasında mandibular kesici dişler kullanılırken mevcut çalışmada mandibular premolar dişlerin kullanılması, rotasyon ve resiprokasyon hareketleri için De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ çalışmasından farklı marka eğelerin kullanılması ve De Almeida Gardelin ve ark.'nın²²⁷ çalışmasında çalışma uzunlukları değerlendirilirken mevcut çalışmada perforasyonların değerlendirilmesi olabilir.

Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ yaptıkları çalışmada Root ZX ve Bingo 1020 cihazlarının çalışma uzunluğu ölçümleri ile VDW Gold Reciproc endomotorunun

resiprokasyon hareketi sırasındaki çalışma uzunluğu ölçümleri karşılaştırılmıştır. Bunun için VDW Gold Reciproc endomotor cihazı 'Reciproc All' moduna ayarlanmış ve Reciproc 25 (VDW) eğesi kullanılmıştır. VDW Gold Reciproc endomotorunun ekranında üç tane yeşil, bir tane turuncu ve bir tane kırmızı LED bulunmaktadır. Üreticiler üçüncü yeşil LED'i çalışma uzunluğunu temsil ettiğini turuncu LED'in ise apikal bölgenin sonunu temsil ettiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da VDW Gold Reciproc endomotoru 'auto apex stop' moduna ayarlanmış ve kırmızı LED'e gelindiğinde kendiliğinden durması hedeflendi. Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ çalışmasının sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde entegre EAB'li endomotor olan VDW Gold Reciproc endomotorunun entegre olarak resiprokasyon modunda kök kanal preparasyonu yaparken, Root ZX ve Bingo 1020 cihazları kadar güvenilir ve doğru ölçümler yaptığı bildirilmiştir. Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ yaptığı çalışmanın sonuçları bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ yaptığı çalışmada çalışma uzunlukları ile ilgili ölçümler yapılırken bu çalışmada perforasyona kadar olan mesafe ölçümleri yapılmıştır. Wigler ve ark.'nın¹⁷⁰ yaptığı çalışmada VDW Gold Reciproc endomotoru sadece resiprokasyon modunda kullanılmıştır ve gerçek uzunluk ile arasında anlamlı farklılıklar bulunmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmada ise resiprokasyon hareketine ek olarak rotasyon hareketi ile çalışma uzunluğundan sapmalar değerlendirildi ve iki kinematik hareket arasında anlamlı farklılıklar bulunmadığı gözlemlendi. Her iki çalışmada da resiprokasyon hareketinin GU'tan istatistiksel olarak anlamlı sapmalara neden olmadığı ve doğru ölçümler yaptığı bildirilmiştir ve bu bulgular bizim çalışmamızın bulguları ile uyumludur.

Khatri ve ark.¹⁵⁸ yaptıkları çalışmada; kök kanalında %3 NaOCl, %2 CHX ve kök kanalları kuruyken 2 farklı EAB'nin (iPex, VDW Gold) doğruluğunu kök perforasyonunun tespitine etkisini değerlendirmişlerdir. Khatri ve ark.'nın¹⁵⁸ yaptığı çalışmanın yöntemlerinde perfore bölgeye olan uzaklıkların değerlendirilmesi, GU'ların belirlenmesi için kullanılan yöntem, VDW Gold Reciproc cihazının kullanılması açısından bu çalışmanın yöntemleri ile benzerlik göstermektedir. Khatri ve ark.'nın¹⁵⁸ yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre kök kanallarının kuru olduğu örneklerde VDW Gold Reciproc endomotorunun perfore bölgeye kadar olan mesafeyi daha doğru belirlediği, %2 CHX varlığında iPex cihazının VDW Gold Reciproc endomotoruna göre GU ölçümlerine daha yakın sonuçlar verdiğini ve kök

kanalında %3 NaOCl varlığında her iki cihazın da GU ölçümlerinden istatistiksel olarak anlamlı ölçüde saptığı bildirilmiştir. Bu çalışmada farklı perforasyon çaplarının ve kinematiklerin etkisini değerlendirmek amacıyla preparasyon aşamasında sadece %2,5 NaOCl kullanılarak irrigasyon solüsyonunun ölçümleri etkilemesi engellendi ve standardizasyon sağlandı.

Aydın ve ark.¹⁵⁹ yaptıkları çalışmada KIBT görüntülemeye kullanılan 2 farklı vokselle boyutunun (0,125 mm ve 0,25 mm) ve 2 farklı EAB'nin (Dentaport ZX ve VDW Gold Reciproc Endomotor); 2 farklı çaptaki (0,4 mm ve 1,00 mm) perforasyonun tespit edilebilirliğine etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre DentaPort ZX ve VDW Gold Reciproc endomotoru ile yapılan ölçümlerin doğruluğu perforasyonun boyutundan etkilenmiştir ancak KIBT ölçümleri etkilenmemiştir. 0,4 mm çaplı perforasyon grubunda, perforasyon alanına kadar olan mesafenin belirlenmesinde Dentaport ZX ve KIBT'in VDW Gold Reciproc endomotordan daha güvenilir olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda 0,4 mm olan perforasyon çapı için 0,125 vokselle boyutunun 0,25 mm vokselle boyutundan daha doğru ölçümler yapabildiği bildirilmiştir. Fakat 1,00 mm çaplı perforasyon grubunda perforasyon bölgesine kadar olan mesafe ölçümleri açısından VDW Gold Reciproc cihazı ve DentaPort ZX ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı raporlanmıştır. 1,00 mm perforasyon çapı için 0,25 mm ve 0,125 mm vokselle boyutları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir. Aydın ve ark.'nın¹⁵⁹ yaptıkları çalışmanın bulguları; perforasyon boyutu arttıkça EAB'ler ile perforasyonun tespit edilebilirliğinin artması yönüyle bizim çalışmamızın bulgularına benzerlik göstermektedir. Aydın ve ark.'nın¹⁵⁹ yaptığı çalışmada 0,4 mm perforasyon çapı grubunda VDW Gold Reciproc endomotoru ile elde edilen ölçümler istatistiksel olarak anlamlı olarak GU'dan fazla sapmalar göstermiştir. Bu çalışmada da benzer olarak 0,50 mm ve daha küçük çaplı perforasyonlar VDW Gold Reciproc endomotoru ile teşhis edilemedi. Bu bilgilerin doğrultusunda klinikte küçük çaplı perforasyonların teşhisi için küçük vokseller kullanılarak alınan KIBT görüntüleri teşhisi kolaylaştırabilir niteliktedir.

Harorlu ve ark.'nın²⁴¹ yaptığı çalışmada farklı lokalizasyonlarda simüle edilmiş kök kanal perforasyonlarının (1,00 mm çapında) teşhisinde KIBT taramasının ve 2 farklı EAB'nin (Propex II, Dentaport ZX) doğruluğunu

karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında; perfore alanın kökün apikal üçte birlik kısmında olduğu durumlarda EAB ve KIBT görüntüleme perforasyon alanını belirlemede başarılı bulunmuştur ancak Propex II, Dentaport ZX'e göre daha başarılı bulunmuştur. Perfore bölgenin kökün orta üçlüsünde bulunduğu durumlarda ise iki EAB'nin de başarı oranı düşmüştür. Dentaport ZX hiçbir örnekte perforasyon bölgesini tespit edemezken, Propex II 10 adet örnekte perforasyon bölgesini tespit edememiştir. Harorlı ve ark.'nın²⁴¹ yaptığı çalışmada apikal üçlüde bulunan 1,00 mm çaptaki perforasyonların iki EAB ile de teşhis edilebilmesi bu çalışmanın bulguları ile benzerlik göstermektedir. Bu bilgilerin doğrultusunda, apikal üçlüde bulunan 1,00 mm ve daha büyük perforasyon çaplarının KIBT gibi ek bir görüntüleme tekniği olmadan klinikte EAB'ler ile teşhis edilebileceği düşünülebilir. Bu şekilde KIBT görüntülemenin limitasyonları (artefakt oluşumu, gürültü) ve radyasyon maruziyetinden kaçınılabılır.²⁶⁷ Harorlı ve ark.'nın²⁴¹ yaptığı çalışmanın bulguları neticesinde; orta üçlüde bulunduğu düşünülen perforasyonların teşhisi için KIBT gibi bir ek görüntüleme tekniği gerekebilir.

Bu çalışmanın bulguları doğrultusunda grup 1 (0,25 mm) ve grup 2 (0,50 mm)'de yer alan örneklerde perforasyonların teşhis edilemediği görüldü. Ancak grup 1 (0,25 mm) ve grup 2 (0,50 mm)'de bulunan örneklerde 35\04 One Curve (Micro-Mega) ve 35\04 One Recı (Micro-Mega) eğeleri perforasyon alanına geldiğinde VDW Gold Recıproc endomotorunun ekranının kök apeksine yaklaşıp uzaklaşıp tarzda karmaşık yanıtlar verdiği gözlemlendi. Klinikte EAB'ler ile çalışma uzunluğu ölçülürken bunun gibi tutarsız yanıtlar alındığı durumlarda küçük bir perforasyon bulunabileceği ihtimali göz önünde bulundurulmalıdır. Bu çalışmada grup 1 (0,25 mm) ve grup 2 (0,50 mm)'de bulunan örneklerde elektronik olarak ölçüm yapılamadı. Shin ve ark.'nın²⁶⁸ sıvı ve jel formdaki irrigasyon ajanlarının perforasyon tespitine etkisini karşılaştırdıkları çalışmanın bulguları doğrultusunda, bu çalışmada da 0,5 mm ve daha küçük perforasyon boyutlarında elektronik ölçümlerin (EU) yapılamamasının nedeni, NaOCl ajanının eksternal kök yüzeyinden perforasyon alanına ilerleyememesi veya yeterli elektro-iletkenliğin sağlanamaması olabilir. Ancak *in vivo* koşullarda kanama veya diğer ağız sıvıları olabileceğinden dolayı bu durum farklılık gösterebilir.

Bu çalışmada GU ve EU ölçümlerinin her aşamasında dijital kumpas yardımı ile dental operasyon mikroskobu altında literatürdeki benzer çalışmalara göre daha hassas ölçümler gerçekleştirilerek çalışmanın güvenilirliği artırıldı. Küçükten büyüğe değişen (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm, 1,25 mm) perforasyon çaplarının teşhisi değerlendirildi. 0,50 mm ve daha küçük perforasyonlar elektronik olarak EAB'ler ile teşhis edilemedi. Bu durum klinikte küçük perforasyonların gözden kaçabileceği ve bununla ilgili ek görüntüleme tekniklerinin gerekli olduğunu kanıtlar niteliktedir. Bu çalışmanın sonuçları neticesinde kinematikler arasında perforasyon teşhisi açısından fark bulunmamaktadır. Yani her iki kinematik de klinikte perforasyon teşhisinde kullanılabilir.

Kök perforasyonlarının tamirinde geçmişten günümüze kadar çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Geleneksel olarak en sık kullanılanlar; amalgam, çinko oksit ojenol siman, kalsiyum hidroksit, güta perka, cam iyonomer siman, intermediate restorative material (IRM: Dentsply Sirona), kompozit ve SuperEBA (Keystone Industries)'dır. 1990'lı yıllarda Mineral trioksit agregat (MTA) tanıtılmıştır.² Tanıtılmasından günümüze kadar perforasyon onarımı, pulpa kuafajı, pulpotomi ve apeksifikasyon gibi prosedürlerde kullanılan MTA'nın güvenilirliği birçok çalışmada kanıtlanmıştır.^{11, 269} MTA'nın diğer birçok dental malzemenin aksine sertleşmesi için nem varlığı gerekir. Ayrıca mükemmel biyouyumluluğu, osteokondüksiyon, sement rejenerasyonunu destekleme ve sızdırmazlığı gibi özellikleri de bulunan MTA geçmişten günümüze kadar perforasyon tamiri için kullanılan malzemelerin başında gelmiştir.^{16, 145, 160, 270}

Bu çalışma literatürde perforasyon çaplarını ve kinematikleri aynı anda değerlendiren ilk çalışmadır ve klinikte sıklıkla karşımıza çıkan kök perforasyonlarının teşhisi için aydınlatıcı niteliktedir. Tek tip entegre EAB'li endomotor (VDW Gold Reciproc endomotor), tek tip diş (alt premolar) ve tek tip solüsyon kullanılarak standardizasyon sağlanmıştır. Farklı bir entegre EAB'li endomotor, diş tipi veya solüsyon kullanılırsa farklı sonuçlar bulunma olasılığı göz önünde bulundurulmalıdır. Yapılan bu çalışma *in vitro* bir çalışma olduğundan, kullanılan VDW Gold Reciproc endomotorunun dudak klipsi ve ege klipsi kan, tükürük gibi elektro-iletken sıvılara temas etmemiştir. Ayrıca periodontal ligamenti taklit etmesi için kullanılan aljinat ölçü maddesinin farklı elektrik direncine sahip

olması ve endomotorun canlı dokular ile temas etmemesi bu çalışmanın limitasyonlarını oluşturmaktadır. Elde edilen sonuçlar farklı *in vitro* koşullarda, farklı diş gruplarında, farklı perforasyon çapları ve farklı entegre EAB'li endomotor kullanılırsa değişkenlik gösterebilir. Ayrıca daha detaylı klinik sonuçlar için *in vivo* çalışmalar planlanmalıdır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Beş farklı perforasyon çapının (0,25 mm, 0,50 mm, 0,75 mm, 1,00 mm, 1,25 mm) ve 2 farklı kinematik tipinin (rotasyon, resiprokasyon) kök kanal perforasyonlarının tespit edilebilirliğine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada:

1. Kök kanal perforasyon çapının 0,25 mm ve 0,50 mm olduğu grup 1 ve grup 2'de perforasyonlar entegre EAB'li endomotor olan VDW Gold ile kullanılan rotasyon ve resiprokasyon eğeleri ile tespit edilememiştir. Yapılan güncel çalışmalar ve bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda 0,50 mm ve daha küçük çaptaki perforasyonların tespiti için ek yöntemler kullanılmalıdır.

2. Perforasyon çapından bağımsız olarak kullanılan 2 farklı kinematik (rotasyon ve resiprokasyon) kendi içerisinde değerlendirildiğinde perforasyon tespitinin başarısı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

3. Mevcut çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, perforasyon çaplarına göre perforasyon tespitinde grup 4 (1,00 mm) ve grup 5 (1,25 mm)'de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Grup 3 (0,75 mm)'de ise perforasyonun yerinin tespit edilmesinde grup 4 (1,00 mm) ve grup 5 (1,25 mm)'e göre daha başarısız sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre perforasyonun yerinin doğru tespit edilebilmesinde perforasyon çapının etkisi vardır.

4. Entegre EAB'li endomotorlar, perforasyonların yerinin tespitinde (çok küçük perforasyonlar hariç) klinik olarak kabul edilebilir başarı göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. *Glossary of endodontic terms*, 10th ed. Chicago, American Association of Endodontists, 2003: 36
2. Clauser T. Present status and future directions—managing perforations. *International Endodontic Journal*, 2022, 55:872-891.
3. Roda RS. Root perforation repair: surgical and nonsurgical management. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 2001, 13(6):467-72; quiz 74.
4. Estrela C, Decurcio DdA, Rossi-Fedele G, Silva JA, Guedes OA, Borges ÁH. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. *Brazilian Oral Research*, 2018, 32.
5. Eleftheriadis G, Lambrianidis T. Technical quality of root canal treatment and detection of iatrogenic errors in an undergraduate dental clinic. *International Endodontic Journal*, 2005, 38(10):725-734.
6. Fuss Z, Trope M. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dental Traumatology*, 1996, 12(6):255-264.
7. Ingle JJ. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1961, 14(1):83-91.
8. Olcay K, Ataoglu H, Belli S. Evaluation of related factors in the failure of endodontically treated teeth: a cross-sectional study. *Journal of Endodontics*, 2018, 44(1):38-45.
9. Seltzer S, Sinai I, August D. Periodontal effects of root perforations before and during endodontic procedures. *Journal of Dental Research*, 1970, 49(2):332-339.
10. Lemon RR. Nonsurgical repair of perforation defects: internal matrix concept. *Dental Clinics of North America*, 1992, 36(2):439-457.
11. Regan JD, Witherspoon DE, Foyle D. Surgical repair of root and tooth perforations. *Endodontic Topics*, 2005, 11(1):152-178.
12. Tsesis I, Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endodontic Topics*, 2006, 13(1):95-107.
13. Alhadainy HA, Himel VT. An in vitro evaluation of plaster of Paris barriers used under amalgam and glass ionomer to repair furcation perforations. *Journal of Endodontics*, 1994, 20(9):449-452.

14. Bryan EB, Woollard G, Mitchell W. Nonsurgical repair of furcal perforations: a literature review. *General Dentistry*, 1999, 47(3):274-278.
15. Siew K, Lee AH, Cheung GS. Treatment outcome of repaired root perforation: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 2015, 41(11):1795-1804.
16. Torabinejad M, Parirokh M, Dummer PM. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview–part II: other clinical applications and complications. *International Endodontic Journal*, 2018, 51(3):284-317.
17. Yılmaz F, Kamburoğlu K, Şenel B. Endodontic working length measurement using cone-beam computed tomographic images obtained at different voxel sizes and field of views, periapical radiography, and apex locator: a comparative ex vivo study. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(1):152-156.
18. Williams CB, Joyce AP, Roberts S. A comparison between in vivo radiographic working length determination and measurement after extraction. *Journal of Endodontics*, 2006, 32(7):624-627.
19. Khojastepour L, Moazami F, Babaei M, Forghani M. Assessment of root perforation within simulated internal resorption cavities using cone-beam computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2015, 41(9):1520-1523.
20. D'addazio P, Campos C, Özcan M, Teixeira H, Passoni R, Carvalho A. A comparative study between cone-beam computed tomography and periapical radiographs in the diagnosis of simulated endodontic complications. *International Endodontic Journal*, 2011, 44(3):218-224.
21. Shemesh H, Cristescu RC, Wesselink PR, Wu M-K. The use of cone-beam computed tomography and digital periapical radiographs to diagnose root perforations. *Journal of Endodontics*, 2011, 37(4):513-516.
22. Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *International Endodontic Journal*, 2007, 40(3):224-232.
23. Venskutonis T, Plotino G, Juodzbaly G, Mickevičienė L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. *Journal of Endodontics*, 2014, 40(12):1895-1901.

24. Bodur H, Odabaş M, Tulunoğlu Ö, Tinaz AC. Accuracy of two different apex locators in primary teeth with and without root resorption. *Clinical Oral Investigations*, 2008, 12:137-141.
25. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 1990, 16(10):498-504.
26. Stock C. Endodontics position of the apical seal. *British Dental Journal*, 1994, 176(9):329.
27. Alothmani OS, Chandler NP, Friedlander LT. The anatomy of the root apex: A review and clinical considerations in endodontics. *Saudi Endodontic Journal*, 2013, 3(1):1-9.
28. Garg N, Garg A. *Textbook of Endodontics*, 2th ed. New Delhi, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2010: 201
29. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apices. *The Journal of the American Dental Association*, 1955, 50(5):544-552.
30. Blaskovic-subat V, Maričić B, Šutalo J. Asymmetry of the root canal foramen. *International Endodontic Journal*, 1992, 25(3):158-164.
31. Martos J, Lubian C, Silveira LFM, de Castro LAS, Luque CMF. Morphologic analysis of the root apex in human teeth. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(4):664-667.
32. Manva MZ, Alroomy R, Sheereen S, Hans MK, Mallineni SK. Location and shape of the apical foramina in posterior teeth: an in-vitro analysis. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2021, 43:275-81.
33. Shearer A, Horner K, Wilson N. Radiovisiography for length estimation in root canal treatment: an in-vitro comparison with conventional radiography. *International Endodontic Journal*, 1991, 24(5):233-9.
34. McDonald NJ. The electronic determination of working length. *Dental Clinics of North America*, 1992, 36(2):293-307.
35. Pratten DH, McDonald N. Comparison of radiographic and electronic working lengths. *Journal of Endodontics*, 1996, 22(4):173-6.
36. Segura-Egea JJ, Jiménez-Pinzón A, Ríos-Santos JV. Endodontic therapy in a 3-rooted mandibular first molar: importance of a thorough radiographic examination. *Journal-Canadian Dental Association*, 2002, 68(9):541-5.

37. Ricucci, Langeland. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 2. A histological study. *International Endodontic Journal*, 1998, 31(6):394-409.
38. Hassanien EE, Hashem A, Chalfin H. Histomorphometric study of the root apex of mandibular premolar teeth: an attempt to correlate working length measured with electronic and radiograph methods to various anatomic positions in the apical portion of the canal. *Journal of Endodontics*, 2008, 34(4):408-12.
39. Alaçam T. Foramen apikalenin diş köklerinin anatomik apeksleriyle ilişkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1987, 4(1):67-74.
40. Green D. A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular anterior teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1956, 9(11):1224-32.
41. Pineda F, Kuttler Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1972, 33(1):101-10.
42. Mizutani T, Ohno N, Nakamura H. Anatomical study of the root apex in the maxillary anterior teeth. *Journal of Endodontics*, 1992, 18(7):344-7.
43. Morfis A, Sylaras S, Georgopoulou M, Kernani M, Prountzos F. Study of the apices of human permanent teeth with the use of a scanning electron microscope. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1994, 77(2):172-6.
44. Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *The European Journal of Orthodontics*, 2007, 29(2):113-7.
45. Gordon M, Chandler N. Electronic apex locators. *International Endodontic Journal*, 2004, 37(7):425-37.
46. Grove CJ. Why root canals should be filled to the dentinocemental junction. *The Journal of the American Dental Association*, 1930, 17(2):293-6.
47. Coolidge ED. Anatomy of the root apex in relation to treatment problems. *The Journal of the American Dental Association*, 1929, 16(8):1456-1465.
48. Stein TJ, Corcoran JF. Anatomy of the root apex and its histologic changes with age. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1990, 69(2):238-242.
49. Ponce EH, Fernández JAV. The cemento-dentino-canal junction, the apical foramen, and the apical constriction: evaluation by optical microscopy. *Journal of Endodontics*, 2003, 29(3):214-219.

50. Altman M, Guttuso J, Seidberg BH, Langeland K. Apical root canal anatomy of human maxillary central incisors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1970, 30(5):694-699.
51. Seltzer S, Soltanoff W, Bender I, Ziontz M. Biologic aspects of endodontics: I. Histologic observations of the anatomy and morphology of root apices and surrounding structures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1966, 22(3):375-385.
52. Campbell D, Friedman S, Nguyen H, Kaufman A, Keila S. Apical extent of rotary canal instrumentation with an apexlocating handpiece in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1998, 85(3):319-324.
53. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dental clinics of North America*, 1967, 11(3):723-744.
54. Seidberg BH, Alibrandi BV, Fine H, Logue B. Clinical investigation of measuring working lengths of root canals with an electronic device and with digital-tactile sense. *The Journal of the American Dental Association*, 1975, 90(2):379-387.
55. Cohen S, Hargreaves KM. *Cohen's Pathways of the Pulp*, 12th ed. Elsevier Health Sciences, 2011:262
56. White E. Paper point in mental foramen: report of a case. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1968, 25(4):630-632.
57. Brown D. Paper points revisited: risk of cellulose fibre shedding during canal length confirmation. *International Endodontic Journal*, 2017, 50(6):620-626.
58. Nair PR, Sjögren U, Krey G, Sundqvist G. Therapy-resistant foreign body giant cell granuloma at the periapex of a root-filled human tooth. *Journal of Endodontics*, 1990, 16(12):589-595.
59. Gutmann JL, Lovdahl PE. *Problem solving in endodontics: prevention, identification and management*, 5th ed. Maryland Heights, Elsevier Health Sciences, 2010: 189.
60. Rosenberg DB. The paper point technique part 1. *Dentistry today*, 2003, 22(2):80-86.
61. Simon S, Machtou P, Adams N, Tomson P, Lumley P. Apical limit and working length in endodontics. *Dental Update*, 2009, 36(3):146-153.

62. Ravanshad S, Adl A, Anvar J. Effect of working length measurement by electronic apex locator or radiography on the adequacy of final working length: a randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(11):1753-1756.
63. Stein TJ, Corcoran JF. Radiographic “working length” revisited. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1992, 74(6):796-800.
64. Lozano A, Forner L, Llana C. In vitro comparison of root-canal measurements with conventional and digital radiology. *International Endodontic Journal*, 2002, 35(6):542-550.
65. Woolhiser GA, Brand JW, Hoen MM, Geist JR, Pikula AA, Pink FE. Accuracy of film-based, digital, and enhanced digital images for endodontic length determination. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2005, 99(4):499-504.
66. Santos-Pinto L, Cordeiro RdCL, Zuanon ACC, Basso MD, Gonçalves MA. Primary tooth length determination in direct digital radiography: an in vivo study. *Pediatric Dentistry*, 2007, 29(6):470-474.
67. Rushton V, Shearer A, Horner K, Czajka J. An in vitro comparison of 10 radiographic methods for working length estimation. *International Endodontic Journal*, 1995, 28(3):149-153.
68. ElAyouti A, Weiger R, Löst C. Frequency of overinstrumentation with an acceptable radiographic working length. *Journal of Endodontics*, 2001, 27(1):49-52.
69. Palmer MJ, Weine F, Healey H. Position of the apical foramen in relation to endodontic therapy. *Journal of the Canadian Dental Association*, 1971, 37(8):305-308.
70. Green D. Double canals in single roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1973, 35(5):689-696.
71. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1984, 58(5):589-99.
72. Burch JG, Hulen S. The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1972, 34(2):262-628.
73. Olson A, Goering A, Cavataio R, Luciano J. The ability of the radiograph to determine the location of the apical foramen. *International Endodontic Journal*, 1991, 24(1):28-35.

74. Forsberg J. A comparison of the paralleling and bisectin-angle radiographic techniques in endodontics. *International Endodontic Journal*, 1987, 20(4):177-182.
75. Martinez-Lozano M, Forner-Navarro L, Sánchez-Cortés J, Llena-Puy C. Methodological considerations in the determination of working length. *International endodontic journal*, 2001, 34(5):371-376.
76. Melius B, Jiang J, Zhu Q. Measurement of the distance between the minor foramen and the anatomic apex by digital and conventional radiography. *Journal of Endodontics*, 2002, 28(2):125-126.
77. Radel RT, Goodell GG, McClanahan SB, Cohen ME. In vitro radiographic determination of distances from working length files to root ends comparing Kodak RVG 6000, Schick CDR, and Kodak insight film. *Journal of Endodontics*, 2006, 32(6):566-568.
78. Velders XL, Sanderink GC, van der Stelt PF. Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1996, 81(5):607-612.
79. Piepenbring ME, Potter BJ, Weller RN, Loushine RJ. Measurement of endodontic file lengths: a density profile plot analysis. *Journal of Endodontics*, 2000, 26(10):615-618.
80. Rodríguez G, Abella F, Durán-Sindreu F, Patel S, Roig M. Influence of cone-beam computed tomography in clinical decision making among specialists. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(2):194-199.
81. Rodríguez G, Patel S, Durán-Sindreu F, Roig M, Abella F. Influence of cone-beam computed tomography on endodontic retreatment strategies among general dental practitioners and endodontists. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(9):1433-1437.
82. Segato AVK, Piasecki L, Nuñovero MFI, da Silva Neto UX, Westphalen VPD, Gambarini G, et al. The accuracy of a new cone-beam computed tomographic software in the preoperative working length determination ex vivo. *Journal of Endodontics*, 2018, 44(6):1024-1029.
83. Üstün Y, Aslan T, Şekerci AE, Sağsen B. Evaluation of the reliability of cone-beam computed tomography scanning and electronic apex locator measurements in working length determination of teeth with large periapical lesions. *Journal of Endodontics*, 2016, 42(9):1334-1337.

84. *National Council on Radiation Protection and Measurements*. Ionizing radiation exposure of the population of the United States, National Council on Radiation Protection, 160th report, 2009.
85. Fouad AF, Reid LC. Effect of using electronic apex locators on selected endodontic treatment parameters. *Journal of Endodontics*, 2000, 26(6):364-367.
86. Custer L. Exact methods of locating the apical foramen. *The Journal of the National Dental Association*, 1918, 5(8):815-819.
87. Suzuki K. Experimental study on iontophoresis. *Journal of The Japanese Stomatological Society*, 1942, 16:411-429.
88. Sunada I. New method for measuring the length of the root canal. *Journal of Dental Research*, 1962, 41(2):375-387.
89. Kobayashi C. Electronic canal length measurement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1995, 79(2):226-231.
90. Tidmarsh B, Sherson W, Stalker N. Establishing endodontic working length: a comparison of radiographic and electronic methods. *The New Zealand Dental Journal*, 1985, 81(365):93-96.
91. Inoue N. Dental" stethoscope" measures root canal. *Dental Survey*, 1972, 48(1):38-39.
92. Inoue N. An audiometric method for determining the length of root canals. *Journal of the Canadian Dental Association*, 1973, 39(9):630-636.
93. Inoue N, Skinner D. A simple and accurate way of measuring root canal length. *Journal of Endodontics*, 1985, 11(10):421-427.
94. Kobayashi C. A basic study on the electronic root canal length measurement: Part 2 Measurement using impedance analyzer. *The Japanese Journal of Conservative Dentistry*, 1991, 34:1208.
95. Kobayashi C, Suda H. New electronic canal measuring device based on the ratio method. *Journal of Endodontics*, 1994, 20(3):111-114.
96. Pagavino G, Pace R, Baccetti T. A SEM study of in vivo accuracy of the Root ZX electronic apex locator. *Journal of Endodontics*, 1998, 24(6):438-441.
97. Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *Journal of Endodontics*, 1997, 23(12):751-754.

98. Hoer D, Attin T. The accuracy of electronic working length determination. *International Endodontic Journal*, 2004, 37(2):125-131.
99. Pommer O, Stamm O, Attin T. Influence of the canal contents on the electrical assisted determination of the length of root canals. *Journal of Endodontics*. 2002, 28(2):83-85.
100. Moor RD, Hommez G, Martens L, Boever JD. Accuracy of four electronic apex locators: an in vitro evaluation. *Dental Traumatology*, 1999, 15(2):77-82.
101. Ingle J, Baumgartner J. *Ingle's Endodontics*, 6th. PMPH-ABD, 2008
102. Kaufman A, Keila S, Yoshpe M. Accuracy of a new apex locator: an in vitro study. *International Endodontic Journal*, 2002, 35(2):186-192.
103. Fuss Z, Assooline LS, Kaufman AY. Determination of location of root perforations by electronic apex locators. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1996, 82(3):324-329.
104. Kaufman A, Fuss Z, Keila S, Waxenberg S. Reliability of different electronic apex locators to detect root perforations in vitro. *International Endodontic Journal*, 1997, 30(6):403-407.
105. Nahmias Y, Aurelio JA, Gerstein H. Expanded use of the electronic canal length measuring devices. *Journal of Endodontics*, 1983, 9(8):347-349.
106. Chong B, Pitt Ford TR. Apex locators in endodontics: which, when and how?. *Dental Update*, 1994, 21(8):328-330.
107. Saad AY, Al-Nazhan S. Radiation dose reduction during endodontic therapy: a new technique combining an apex locator (Root ZX) and a digital imaging system (RadioVisioGraphy). *Journal of Endodontics*, 2000, 26(3):144-147.
108. Smadi L. Comparison between two methods of working length determination and its effect on radiographic extent of root canal filling: a clinical study [ISRCTN71486641]. *BMC Oral Health*, 2006, 6(1):1-6.
109. Jenkins JA, Walker III WA, Schindler WG, Flores CM. An in vitro evaluation of the accuracy of the root ZX in the presence of various irrigants. *Journal of Endodontics*, 2001, 27(3):209-211.
110. Meares WA, Steiman HR. The influence of sodium hypochlorite irrigation on the accuracy of the Root ZX electronic apex locator. *Journal of endodontics*, 2002, 28(8):595-598.
111. Huang L. An experimental study of the principle of electronic root canal measurement. *Journal of Endodontics*, 1987, 13(2):60-64.

112. Aurelio JA, Nahmias Y, Gerstein H. A model for demonstrating an electronic canal length measuring device. *Journal of Endodontics*. 1983, 9(12):568-569.
113. Tinaz A, Alaçam T, Topuz O. A simple model to demonstrate the electronic apex locator. *International Endodontic Journal*, 2002, 35(11):940-945.
114. Kovačević M, Tamarut T. Influence of the concentration of ions and foramen diameter on the accuracy of electronic root canal length measurement—An experimental study. *Journal of Endodontics*, 1998, 24(5):346-351.
115. Kim DW, Nam KC, Lee SJ. Development of a frequency-dependent-type apex locator with automatic compensation. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 2000, 28:3-4.
116. Carvalho ALP, Moura-Netto C, Moura AAMd, Marques MM, Davidowicz H. Accuracy of three electronic apex locators in the presence of different irrigating solutions. *Brazilian Oral Research*, 2010, 24:394-398.
117. Trope M, Rabie G, Tronstad L. Accuracy of an electronic apex locator under controlled clinical conditions. *Dental Traumatology*, 1985, 1(4):142-145.
118. Thomas AS, Hartwell GR, Moon PC. The accuracy of the Root ZX electronic apex locator using stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 2003, 29(10):662-663.
119. Stabholz A, Rotstein I, Torabinejad M. Effect of preflaring on tactile detection of the apical constriction. *Journal of Endodontics*, 1995, 21(2):92-94.
120. Nguyen H, Kaufman A, Komorowski R, Friedman S. Electronic length measurement using small and large files in enlarged canals. *International Endodontic Journal*, 1996, 29(6):359-364.
121. Rivera EM, Seraji MK. Effect of recapitulation on accuracy of electronically determined canal length. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1993, 76(2):225-230.
122. Stein TJ, Corcoran JF, Zillich RM. The influence of the major and minor foramen diameters on apical electronic probe measurements. *Journal of Endodontics*, 1990, 16(11):520-522.
123. Berman LH, Fleischman SB. Evaluation of the accuracy of the Neosono-D electronic apex locator. *Journal of Endodontics*, 1984, 10(4):164-167.
124. Wu Y, Shi J, Huang L, Xu Y. Variables affecting electronic root canal measurement. *International Endodontic Journal*, 1992, 25(2):88-92.

125. Hülsmann M, Pieper K. Use of an electronic apex locator in the treatment of teeth with incomplete root formation. *Dental Traumatology*, 1989, 5(5):238-241.
126. Baggett F, Mackie I, Worthington H. An investigation into the measurement of the working length of immature incisor teeth requiring endodontic treatment in children. *British Dental Journal*, 1996, 181(3):96-98.
127. Fu D. Cardiac arrhythmias: diagnosis, symptoms, and treatments. *Cell Biochemistry and Biophysics*, 2015, 73(2):291-296.
128. Lister T, Grant L, Lee S-M, Cole RP, Jones A, Taylor T, et al. Electromagnetic interference from lasers and intense light sources in the treatment of patients with artificial pacemakers and other implantable cardiac devices. *Lasers in Medical Science*, 2015, 30:1619-1622.
129. Gomez G, Duran-Sindreu F, Jara Clemente F, Garofalo R, Garcia M, Bueno R, et al. The effects of six electronic apex locators on pacemaker function: an in vitro study. *International Endodontic Journal*, 2013, 46(5):399-405.
130. Beinart R, Nazarian S. Effects of external electrical and magnetic fields on pacemakers and defibrillators: from engineering principles to clinical practice. *Circulation*, 2013, 128(25):2799-2809.
131. Woolley LH, Woodworth J, Dobbs JL. A preliminary evaluation of the effects of electrical pulp testers on dogs with artificial pacemakers. *The Journal of the American Dental Association*, 1974, 89(5):1099-1101.
132. El Hachem R, Wassef E, Mokbel N, Abboud R, Zogheib C, El Osta N, et al. Influence of the maxillary sinus on the accuracy of the root ZX apex locator: an ex vivo study. *Dentistry Journal*, 2019, 7(1):3.
133. Alhadainy HA. Root perforations: A review of literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1994, 78(3):368-374.
134. Gorni FG, Andreano A, Ambrogi F, Brambilla E, Gagliani M. Patient and clinical characteristics associated with primary healing of iatrogenic perforations after root canal treatment: results of a long-term Italian study. *Journal of Endodontics*, 2016, 42(2):211-215.
135. Saed SM, Ashley M, Darcey J. Root perforations: aetiology, management strategies and outcomes. The hole truth. *British Dental Journal*, 2016, 220(4):171.

136. Ruddle C. Nonsurgical endodontic retreatment in Cohen S. *Pathways of the pulp*, 12th. 875-929.
137. Bhuva B, Ikram O. Complications in endodontics. *Primary Dental Journal*, 2020;9(4):52-58.
138. Gutmann J, Dumsha T, Lovdahl P. *Problem Solving in Endodontics*, 4th ed. St Louis, USA: Elsevier; 2006.
139. Patel S, Duncan HF. *Pitt ford's problem-based learning in endodontology*, 1th ed. Chichester, Wiley-Blackwell, 2011
140. Darcey J, Qualtrough A. Resorption: part 1. Pathology, classification and aetiology. *British Dental Journal*, 2013, 214(9):439-451.
141. Darcey J, Qualtrough A. Resorption: part 2. Diagnosis and management. *British Dental Journal*, 2013, 214(10):493-509.
142. Tait C, Ricketts D, Higgins A. Restoration of the root-filled tooth: pre-operative assessment. *British Dental Journal*, 2005, 198(7):395-404.
143. Gulabivala K, Ng Y. The restorative-endo interface. Ng Y (ed). *Endodontics*, 4thed. London, Mosby, 2014: 334-360.
144. Kvinnsland I, Oswald R, Halse A, Grønningsaeter A. A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. *International Endodontic Journal*, 1989, 22(2):75-84.
145. Arens DE, Torabinejad M. Repair of furcal perforations with mineral trioxide aggregate: two case reports. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1996, 82(1):84-88.
146. Lee S-J, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 1993, 19(11):541-544.
147. Estrela C, Pécora JD, Estrela CR, Guedes OA, Silva BS, Soares CJ, et al. Common operative procedural errors and clinical factors associated with root canal treatment. *Brazilian Dental Journal*, 2017, 28:179-190.
148. Grossman LI, Shepard LI, Pearson LA. Roentgenologic and clinical evaluation of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1964, 17(3):368-374.
149. Seltzer S, Bender I, Smith J, Freedman I, Nazimov H. Endodontic failures—an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings: part I. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1967, 23(4):500-516.

150. Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly R, Abella F, Durack C. Cone beam computed tomography in Endodontics—a review of the literature. *International Endodontic Journal*, 2019, 52(8):1138-1152.
151. Bueno MR, Estrela C, De Figueiredo JAP, Azevedo BC. Map-reading strategy to diagnose root perforations near metallic intracanal posts by using cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics*, 2011, 37(1):85-90.
152. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MGP. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *Journal of Endodontics*, 2011, 37(10):1456-1459.
153. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology*, 2011, 80(2):483-438.
154. Kaufman AY, Keila S. Conservative treatment of root perforations using apex locator and thermatic compactor—case study of a new method. *Journal of Endodontics*, 1989, 15(6):267-272.
155. Altunbaş D, Kuştarıcı A, Toyoğlu M. The influence of various irrigants on the accuracy of 2 electronic apex locators in locating simulated root perforations. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(3):439-442.
156. D'Assunção FLC, Sousa JCN, Felinto KCA, de Medeiros TC, Leite DT, de Lucena RB, et al. Accuracy and repeatability of 3 apex locators in locating root canal perforations: an ex vivo study. *Journal of Endodontics*, 2014, 40(8):1241-1244.
157. Koç S, Kuştarıcı A, Er K. Accuracy of different electronic apex locators in determination of minimum root perforation diameter. *Australian Endodontic Journal*, 2023, 49:179-186.
158. Khatri MP, Ghivari SB, Pujar M, Faras R, Gopeshetti P, Vanti A. Accuracy of two electronic apex locators in locating root perforations in curved canals in dry and wet conditions: A comparative in vitro study. *Dental research journal*, 2019, 16(6):407.
159. Aydın ZU, Bulut DG. Determination of root canal length up to perforation area using different electronic apex locators and cbct images obtained at different

- voxel sizes: a comparative ex vivo study. *Chinese Journal of Dental Research*, 2021, 24(1):49-54.
160. Ford TRP, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong C-U, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*,. 1995, 79(6):756-763.
 161. Silva R, Borges A, Hernández-Gatón P, De Queiroz A, Arzate H, Romualdo P, et al. Histopathological, histoenzymological, immunohistochemical and immunofluorescence analysis of tissue response to sealing materials after furcation perforation. *International Endodontic Journal*, 2019, 52(10):1489-1500.
 162. Krupp C, Bargholz C, Brüsehaber M, Hülsmann M. Treatment outcome after repair of root perforations with mineral trioxide aggregate: a retrospective evaluation of 90 teeth. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(11):1364-1368.
 163. Pontius V, Pontius O, Braun A, Frankenberger R, Roggendorf MJ. Retrospective evaluation of perforation repairs in 6 private practices. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(11):1346-1358.
 164. Beavers R, Bergenholtz G, Cox C. Periodontal wound healing following intentional root perforations in permanent teeth of *Macaca mulatta*. *International Endodontic Journal*, 1986, 19(1):36-44.
 165. Stromberg T. Endodontic treatment of traumatic root perforations in man, A clinical and roentgenological follow-up study. *Swedish Dental Journal*, 1972, 65:457-466.
 166. Sinai IH. Endodontic perforations: their prognosis and treatment. *The Journal of the American Dental Association*, 1977, 95(1):90-95.
 167. Lantz B. Periodontal tissue reactions after root perforations in dogs' teeth, A histologic study. *Odontologisk Tidskrift*, 1967, 75:209-220.
 168. Grimberg F, Banegas G, Chiacchio L, Zmener O. In vivo determination of root canal length: a preliminary report using the Tri Auto ZX apex-locating handpiece. *International Endodontic Journal*, 2002, 35(7):590-593.
 169. Altenburger M, Cenik Y, Schirrmeister J, Wrbas KT, Hellwig E. Combination of apex locator and endodontic motor for continuous length control during root canal treatment. *International Endodontic Journal*, 2009, 42(4):368-374.

170. Wigler R, Huber R, Lin S, Kaufman AY. Accuracy and reliability of working length determination by Gold Reciproc motor in reciprocating movement. *Journal of Endodontics*, 2014, 40(5):694-697.
171. Christofzik DW, Bartols A, Khaled M, Größner-Schreiber B, Dörfer CE. The accuracy of the auto-stop function of different endodontic devices in detecting the apical constriction. *BMC Oral Health*, 2017, 17:1-5.
172. Dentsply Sirona VDW. Vdw Gold Reciproc User Manual. https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Service/Informationsmaterial/Gebrauchsanweisungen/VDW-Dental-GOLD_RECIPROC_DFU_0519_WEB_VDW_DE_EN_FR_IT_ES_PT.pdf. 9 Nisan 2024
173. Basmadjian-Charles C, Farge P, Bourgeois D, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *International Dental Journal*, 2002, 52(2):81-86.
174. Byström A, Sunqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *International Endodontic Journal*, 1985, 18(1):35-40.
175. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(6):432-435.
176. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*. 1974, 18(2):269-296.
177. McSpadden JT. *Mastering Endodontic Instrumentation*, 1th. Chattanooga, Cloudland Institute, 2007, 51-53.
178. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 2000, 33(4):297-310.
179. Cheung GS, Liu CS. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of Endodontics*, 2009, 35(7):938-943.
180. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 2013, 46(6):590-597.
181. Glossen CR. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 1995, 21:146-151.

182. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2001, 92(2):215-220.
183. Plotzliche O. Exstipation del zahnpulpa mittels einer durch die bohrmaschine in rotation versetzten nadel. *Deutsche Monatsschrift für Zahnheilkunde*, 1892, 32:407-409.
184. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*, 2005, 10(1):30-76.
185. Cohen S, Burns R. *Pathways of the pulp*, 8th ed. St Louis Mosby. 2002:2:242-252.
186. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 1988, 14(7):346-351.
187. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(6):410-412.
188. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, 2006, 32(11):1031-1043.
189. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 1997, 23(2):77-85.
190. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 1986, 61(2):192-196.
191. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An update on nickel-titanium rotary instruments in endodontics: mechanical characteristics, testing and future perspective an overview. *Bioengineering*, 2021, 8(12):218.
192. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 2018, 32: 67.
193. Diemer F, Michetti J, Mallet J-P, Piquet R. Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(6):829-832.

194. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal*, 2015, 48(2):162-170.
195. Zuolo M, Zaia A, Belladonna F, Silva E, Souza E, Versiani M, et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal*, 2018, 51(5):564-571.
196. Çapar I, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 2016, 49(2):119-135.
197. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*, 2012, 38(5):684-687.
198. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(5):775-780.
199. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(4):623-627.
200. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 1985, 11(5):203-211.
201. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 2008, 41(4):339-344.
202. Kim J-W, Ha J-H, Cheung GS-P, Versluis A, Kwak S-W, Kim H-C. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*, 2014, 40(10):1671-1675.
203. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(4):679-690.
204. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *Journal of conservative dentistry*, 2014, 17(5):401.
205. Metzger Z, Kfir A, Abramovitz I, Weissman A, Solomonov M. The self-adjusting file system. *Endo (Lond Eng)*. 2013, 7:189-210.

206. Metzger Z, Solomonov M, Kfir A. The role of mechanical instrumentation in the cleaning of root canals. *Endodontic Topics*, 2013, 29(1):87-109.
207. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(4):691-696.
208. Kim H-C, Sung SY, Ha J-H, Solomonov M, Lee J-M, Lee C-J, et al. Stress generation during self-adjusting file movement: minimally invasive instrumentation. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(12):1572-1575.
209. 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. *Journal of Endodontics*, 2012, 38(2):232-235.
210. Hin ES, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(2):262-264.
211. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu M-K, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *Journal of Endodontics*, 2013, 39(8):1054-1056.
212. Kirchhoff AL, Fariniuk LF, Mello I. Apical extrusion of debris in flat-oval root canals after using different instrumentation systems. *Journal of Endodontics*, 2015, 41(2):237-241.
213. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *Journal of Endodontics*, 2014, 40(10):1638-1641.
214. Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, Milana V, Plotino G, Grande NM. The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Annali di stomatologia*, 2013, 4(1):152.
215. Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation: TF Adaptive. *Roots*, 2013, 3:12-15.
216. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *Journal of Endodontics*, 2015, 41(2):261-264.

217. Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. *International Endodontic Journal*, 2022, 55:637-655.
218. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, 2001, 34(3):221-230.
219. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(6):1068-1072.
220. Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel–titanium hand files. *Journal of endodontics*, 2001, 27(2):124-127.
221. Topçuoğlu H, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International Endodontic Journal*, 2017, 50(7):713-717.
222. 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. *Australian Endodontic Journal*, 2020, 46(1):68-72.
223. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et al. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. *Odontology*, 2019, 107:301-307.
224. Kharouf N, Pedullà E, Nehme W, Akarma K, Mercey A, Gros CI, et al. Apically extruded debris in curved root canals using a new reciprocating single-file shaping system. *Journal of Endodontics*, 2022, 48(1):117-122.
225. Mustafa M, Attur K, Bagda KK, Singh S, Oak A, Kathiria N. An appraisal on newer endodontic file systems: a narrative review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2022, 23(9):944-952.
226. Plotino G, Grande N, Melo M, Bahia M, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *International Endodontic Journal*, 2010, 43(3):226-230.
227. de Almeida Gardelin V, Vinholes JIAM, Grazziotin-Soares R, Pappen FG, Barletta FB. Influence of rotary and reciprocating kinematics on the accuracy

- of an integrated apex locator. *Australian Endodontic Journal*, 2023, 49:202-208.
228. Katz A, Mass E, Kaufman A. Electronic apex locator: a useful tool for root canal treatment in the primary dentition. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 1996, 63(6):414-417.
 229. Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S. Treatment outcome in endodontics: the Toronto study. Phases I and II: orthograde retreatment. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(9):627-633.
 230. Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *Journal of Endodontics*, 2011, 37(11):1512-1515.
 231. Clauder T, SHIN SJ. Repair of perforations with MTA: clinical applications and mechanisms of action. *Endodontic Topics*, 2006, 15(1):32-55.
 232. Seltzer S. *Endodontology, Biologic Considerations in. Endodontic Procedures*, 1th. McGraw-Hill, 1988: 31-54.
 233. Holland R, Otoboni Filho JA, de Souza V, Nery MJ, Bernabe PFE, Junior ED. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 2001, 27(4):281-284.
 234. Estrela C, Decurcio DdA, Rossi-Fedele G, Silva JA, Guedes OA, Borges ÁH. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. *Brazilian Oral Research*, 2018, 32:73.
 235. Himel VT, Brady J, Weir J. Evaluation of repair of mechanical perforations of the pulp chamber floor using biodegradable tricalcium phosphate or calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*, 1985, 11(4):161-165.
 236. Vasconcelos BC, Bastos LM, Oliveira AS, Bernardes RA, Duarte MAH, Vivacqua-Gomes N, et al. Changes in root canal length determined during mechanical preparation stages and their relationship with the accuracy of root ZX II. *Journal of Endodontics*, 2016, 42(11):1683-1686.
 237. Cruz ATG, Wichnieski C, Carneiro E, da Silva Neto UX, Gambarini G, Piasecki L. Accuracy of 2 endodontic rotary motors with integrated apex locator. *Journal of Endodontics*, 2017, 43(10):1716-1719.
 238. Jeger FB, Janner SF, Bornstein MM, Lussi A. Endodontic working length measurement with preexisting cone-beam computed tomography scanning: a

- prospective, controlled clinical study. *Journal of Endodontics*, 2012, 38(7):884-888.
239. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *Journal of Endodontics*, 2009, 35(5):719-722.
 240. Zmener O, Grimberg F, Banegas G, Chiacchio L. Detection and measurement of endodontic root perforations using a newly designed apex-locating handpiece. *Dental Traumatology*, 1999, 15(4):182-185.
 241. Harorlı H, Koç S, Kuştarcı A. In Vitro Comparison of the Accuracy of Cone-Beam Computed Tomography Scanning and Electronic Apex Locators in Detection of Simulated Root Perforations in Different Localizations. *Journal of Endodontics*, 2023, 49(12):1676-1681.
 242. Goldberg F, De Silvio AC, Manfré S, Nastri N. In vitro measurement accuracy of an electronic apex locator in teeth with simulated apical root resorption. *Journal of Endodontics*, 2002, 28(6):461-463.
 243. Lee SJ, Nam KC, Kim Y-J, Kim DW. Clinical accuracy of a new apex locator with an automatic compensation circuit. *Journal of Endodontics*, 2002, 28(10):706-709.
 244. Fan W, Fan B, Gutmann J, Bian Z, Fan M. Evaluation of the accuracy of three electronic apex locators using glass tubules. *International Endodontic Journal*, 2006, 39(2):127-135.
 245. Özsezer E, İnan U, Aydın U. In vivo evaluation of ProPex electronic apex locator. *Journal of Endodontics*, 2007, 33(8):974-977.
 246. Ebrahim A, Wadachi R, Suda H. Ex vivo evaluation of the ability of four different electronic apex locators to determine the working length in teeth with various foramen diameters. *Australian Dental Journal*. 2006, 51(3):258-262.
 247. Tan BT, Messer HH. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *Journal of Endodontics*, 2002, 28(9):658-664.
 248. Manwar N, Darda S, Shori D. An In Vivo evaluation of two types of files used to accurately determine the diameter of the apical constriction of a root canal: an In Vivo study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2012, 10:43-50.

249. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *Journal of Endodontics*, 2012, 38(10):1309-1315.
250. Souza RA, Dantas JCP, Brandão PM, Colombo S, Lago M, Duarte MAH. Apical third enlargement of the root canal and its relationship with the repair of periapical lesions. *European Journal of Dentistry*, 2012, 6(04):385-388.
251. Shin H-S, Yang W-K, Kim M-R, Ko H-J, Cho K-M, Park S-H, et al. Accuracy of Root ZX in teeth with simulated root perforation in the presence of gel or liquid type endodontic irrigant. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 2012, 37(3):149-154.
252. Czerw RJ, Fulkerson MS, Donnelly JC, Walmann JO. In vitro evaluation of the accuracy of several electronic apex locators. *Journal of Endodontics*, 1995, 21(11):572-575.
253. Piasecki L, Carneiro E, da Silva Neto UX, Westphalen VPD, Brandão CG, Gambarini G, et al. The use of micro-computed tomography to determine the accuracy of 2 electronic apex locators and anatomic variations affecting their precision. *Journal of Endodontics*, 2016, 42(8):1263-1267.
254. Plotino G, Grande N, Brigante L, Lesti B, Somma F. Ex vivo accuracy of three electronic apex locators: Root ZX, Elements Diagnostic Unit and Apex Locator and ProPex. *International Endodontic Journal*, 2006, 39(5):408-414.
255. ElAyouti A, Löst C. A simple mounting model for consistent determination of the accuracy and repeatability of apex locators. *International Endodontic Journal*, 2006, 39(2):108-112.
256. Piasecki L, Carneiro E, Fariniuk LF, Westphalen VPD, Fiorentin MA, da Silva Neto UX. Accuracy of Root ZX II in locating foramen in teeth with apical periodontitis: an in vivo study. *Journal of Endodontics*, 2011, 37(9):1213-1216.
257. Baldi JV, Victorino FR, Bernardes RA, de Moraes IG, Bramante CM, Garcia RB, et al. Influence of embedding media on the assessment of electronic apex locators. *Journal of Endodontics*, 2007, 33(4):476-479.
258. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of Endodontics*, 2018, 44(11):1725-1730.

259. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(10):722-725.
260. Tufenkci P, Orhan K, Celikten B, Bilecenoglu B, Gur G, Sevimay S. Micro-computed tomographic assessment of the shaping ability of the One Curve, One Shape, and ProTaper Next nickel-titanium rotary systems. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 2020, 45(3).
261. Pedullà E, Kharouf N, Caruso S, La Rosa GRM, Jmal H, Haikel Y, et al. Torsional, static, and dynamic cyclic fatigue resistance of reciprocating and continuous rotating nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 2022, 48(11):1421-1427.
262. Kang J-A, Kim SK. Accuracies of seven different apex locators under various conditions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2008, 106(4):57-62.
263. Abuhaimed TS, Abou Neel EA. Sodium hypochlorite irrigation and its effect on bond strength to dentin. *BioMed Research International*, 2017.
264. Harrison JW. Irrigation of the root canal system. *Dental Clinics of North America*, 1984, 28(4):797-808.
265. Hauman C, Love R. Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review. Part 1 intracanal drugs and substances. *International Endodontic Journal*, 2003, 36(2):75-85.
266. Abou-Rass M, Oglesby SW. The effects of temperature, concentration, and tissue type on the solvent ability of sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*, 1981, 7(8):376-377.
267. Chan F, Brown L, Parashos P. CBCT in contemporary endodontics. *Australian Dental Journal*, 2023, 68:39-55.
268. Shin C, Huang Y, Chi C, Lin C. Fatigue life enhancement of NiTi rotary endodontic instruments by progressive reciprocating operation. *International Endodontic Journal*, 2014, 47(9):882-888.
269. Ferris DM, Baumgartner JC. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(6):422-424.
270. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study. *Journal of Endodontics*, 2004, 30(2):80-83.