T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

ÜÇ FARKLI ELEKTRONİK APEKS BULUCU, RADYOVİZYOGRAFİ VE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN SÜT DİŞİ KÖK KANAL TEDAVİSİNDE ÇALIŞMA BOYU BELİRLENMESİNDE DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. MEVLÜT KAYABAŞI

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2019

T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

ÜÇ FARKLI ELEKTRONİK APEKS BULUCU, RADYOVİZYOGRAFİ VE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN SÜT DİŞİ KÖK KANAL TEDAVİSİNDE ÇALIŞMA BOYU BELİRLENMESİNDE DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. MEVLÜT KAYABAŞI

UZMANLIK TEZİ

DOÇ.DR. FATİH ÖZNURHAN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2019

ONAY

"Üç Farklı Elektronik Apeks Bulucu, Radiovizyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Süt Dişi Kök Kanal Tedavisinde Çalışma Boyu Belirlenmesinde Doğruluğunun Değerlendirilmesi" adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'nda **uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD-SOYAD	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Şaziye SARI	
Üye	Doç. Dr. Fatih ÖZNURHAN	
Üye	Doç. Dr. Burak BULDUR	

ONAY

Bu tez çalışması, 02/05/2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Pedodonti Anabilim Dalı'nda geçen uzmanlık eğitimi boyunca hem bir hekim olarak mesleğin incelikleri hem de hayata dair pek çok alanda bana çok değerli katkılarda bulunmuş, desteğini, anlayışını ve yol göstericiliğini her zaman yanımda hissetmekten mutluluk duyduğum değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Fatih ÖZNURHAN'a,

Hekimlik pratiği, akademik çalışma alanları gibi pek çok konuda her ihtiyaç duyduğumda sonsuz bir anlayışla bana yardım etmekten asla vazgeçmemiş, çalışkanlığı ve üretkenliğini örnek aldığım değerli hocam ve abim Sayın Doç. Dr. Burak BULDUR'a,

Eğitimim boyunca kendisinden pek çok şey öğrendiğim çok değerli hocam Sayın Doç. Dr. Arife KAPTAN'a

Birlikte çalışmaktan her zaman keyif aldığım değerli hocam Sayın Doç. Dr. Murat ÜNAL'a,

Üç sene boyunca her türlü yol arkadaşlığı çok kıymetli olan, birçok şeyi birlikte öğrendiğim, çalışma hayatının dopdolu bir neşeyle geçebileceğini göstermiş değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım Dt. Özge Nur GÜVENDİ, Dt. Çiğdem ÇUKURCU ve Dt. Elif TEKİN'e,

Pedodonti Anabilim Dalı çatısı altında uzmanlık eğitimi yolculuğunu birlikte devam ettirdiğim, tanımaktan ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Bir dostla paylaşılabilcek acı ve tatlı her şeyi benimle paylaşan, hayatı okumak, anlamak, inşa etmek için gerek duyduğum gücü ve cesareti özgün duruşuyla bana daima ulaştıran kıymetli dostum Uzm. Dt. Gamze NALCI'ya,

Tertemiz masumiyetleriyle her sabah işe şevkle gelmemi sağlayan bir şekilde yolumun kesiştiği, hayatıma ve hikayeme dokunmuş tüm tatlı, küçük hastalarıma,

İnsanın başarmak için kendine inanmaktan başka hiçbir şeye ihtiyacı olmadığını öğreterek hayatta en kıymetli hediyeyi bana vermiş, kendim olabilme yolunda beni zorluklarla da olsa her daim desteklemiş annem Münevver KAYABAŞI ve hayatımın neşesi, umudum, küçüğüm, hem meslektaşım hem ablam hem kız kardeşim Dr. Nur KAYABAŞI'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ÜÇ FARKLI ELEKTRONİK APEKS BULUCU, RADYOVİZYOGRAFİ VE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN SÜT DİŞİ KÖK KANAL TEDAVİSİNDE ÇALIŞMA BOYU BELİRLENMESİNDE DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Mevlüt KAYABAŞI

Uzmanlık Tezi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

Sivas, 2019

Bu çalışmanın amacı; 3 farklı elektronik apeks bulucu (EAB), radyovizyografi (RVG) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (CBCT) süt dişi kök kanal boyu belirlemede doğruluğunun in vitro değerlendirilmesidir.

Çalışmada 40 adet (20 adet rezorpsiyonlu, 20 adet rezorpsiyonsuz) çekilmiş insan süt azı dişi kullanıldı. Dişlere standart giriş kavitesi açıldıktan sonra koronal kısımları mine-sement sınırına kadar kesildi. Dişler rezorpsiyonlu ve rezorpsiyonsuz olacak şekilde iki gruba ayrıldı.

Gerçek kanal uzunluklarının belirlenmesi amacıyla, x6 büyütmeli ışık mikroskobu altında, 15 no'lu K-file kanal eğesi apeksten çıktığı görülene kadar kanal içerisinde ilerletildi. Eğenin stoperinin koronal yüzeye temas ettiği nokta ile eğenin uç kısmı arasındaki fark ölçülüp gerçek kanal boyu tespiti yapıldı. Dişler, elektronik apeks bulucular ile çalışma boyu tayini amacıyla hazırlanan aljinat model içine gömülerek eğe, EAB'nin ekranında apeks sinyali alınana kadar kanal içerisinde ilerletildi. Stoper referans yüzeyine sabitlendikten sonra eğe kanaldan çıkarıldı ve stoper ile eğenin ucu arasındaki mesafe ölçülerek elektronik yöntemle elde edilen çalışma boyu ölçümleri yapıldı. RVG ile çalışma boyu ölçümlerinin yapılması amacıyla RVG cihazı ile dişlerin radyografileri alındı. Görüntüler üzerinde, cihazın yazılım programının ölçüm ara yüzü kullanılarak çalışma boyu ölçümleri kaydedildi. CBCT ile çalışma boyu ölçümlerinin yapılması amacıyla kuru bir mandibulanın etrafı yumuşak doku taklidi yapması için kırmızı modelasyon mumu ile kaplandı ve premolar ve molar diş soketlerine dişler yerleştirildi. Hazırlanan model üzerinde tomografi çekimleri yapıldı ve elde edilen görüntüler üzerinde cihazın yazılım programındaki ölçüm ara yüzü kullanılarak çalışma boyu ölçümleri kaydedildi.

Gerçek kanal uzunluğu ile elektronik ve radyografik yöntemlerle tespit edilen çalışma boyu ölçümleri karşılaştırıldı. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Bonferroni ve Friedman testi uygulandı.

Çalışmaya dahil edilen her iki grupta da (rezorpsiyonlu ve rezorpsiyonsuz) gerçek uzunluk ile EAB'ler, RVG ve CBCT kullanılarak elde edilen çalışma boyu ölçümlerinin ortalamaları alınıp karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$). Böylece, kök kanal tedavisi endikasyonu bulunan süt azı dişlerinde kök rezorpsiyonunun çalışma boyu belirlenmesinde doğruluğu etkilemediği gözlendi.

Rezorpsiyonlu ve rezorpsiyonsuz grubun ikisinde de EAB'lerin minör foramenden 0,5 mm daha koronalde yaptıkları ölçümlerin doğruluğunun daha yüksek frekansta olduğu gözlendi.

Kök rezorpsiyonu bulunmayan süt azı dişlerinde, diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da RVG'nin çalışma boyu belirlemede yüksek doğruluğa sahip olduğu gözlendi.

Çalışmaya dahil edilen çalışma boyu belirleme yöntemlerinin etkinlik farklarını ortaya koymak amacıyla, gerçek uzunluk ortalamaları ile diğer alt gruplarda elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasındaki farkların minör foramenden ne kadar uzaklaştığı araştırıldı. Araştırılan frekans aralıklarında, elektronik yöntem ile radyografik yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gözlendi ($p>0,05$).

Süt azı dişlerinde kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirlenirken elektronik apeks bulucular, radyovizyografi ve konik ışını bilgisayarlı tomografinin yüksek doğruluğa sahip olduğu saptandı. Radyasyon içermeyen bir yöntem olduğundan elektronik apeks bulucuların çalışma boyu belirlenmesinde kullanımını önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Süt Dişi, Elektronik Apeks Bulucu, Radyovizyografi, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, Çalışma Boyu Ölçümü

ABSTRACT

THE ACCURACY OF THREE DIFFERENT ELECTRONIC APEX LOCATORS, RADIOVISIOGRAPHY AND CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IN DETERMINATION OF THE WORKING LENGHT MEASUREMENT ON PRIMARY TEETH ROOT CANAL TREATMENT

Dt. Mevlüt KAYABAŞI

Thesis, Department of Pediatric Dentistry

Sivas, 2019

The aim of this study is to evaluate the accuracy of 3 different electronic apex locators, radiovisiography and cone-beam computed tomography for determination of primary teeth root canal length, in vitro.

In this study, a total of 40 extracted human primary molars with 20 root resorption and 20 without root resorption were used. After opening the standard entrance cavity to the teeth, the coronal parts were cut to the cemento-enamel junction. The teeth were divided into two groups as with resorption and without resorption.

In order to determine the actual canal lengths, under the x6 magnification light microscope, the K-file canal number 15 was advanced through the canal until it was seen that the apex was out. The difference between the point where the stopper of the file contacted the coronal surface and the end part of the file was measured and the actual canal length was determined. The teeth were embedded in the alginate model prepared for the length of study by electronic apex locators and the file was advanced in the canal until the apex signal was obtained on the apex locator screen. After, the stop was fixed to the reference surface, the file was removed from the canal and the working length measurements obtained by the electronic method were measured by measuring the distance between the stopper and the end of the file. To obtaine the working lenght measuremnets by radiovisiography, periapical radiographs of the teeth were taken by radiovisiography. Working length measurements were recorded on the images using the measurement interface of the software program of the device. To obtaine the working lenght measuremnets by cone-beam computed tomography, a dry mandible was covered with red modeling

wax to make soft tissue imitation and teeth were placed on premolar and molar tooth sockets. Tomographic images were taken on the prepared model and working length measurements were recorded using the measurement interface in the software program of the dental tomography device. The real canal lenght and the lengths determined by electronic and radiographic methods were compared. Bonferroni and Friedman test were used for statistical evaluation of the data.

In both main groups (with and without resorption), when between the mean lengths that was obtained by using electronic apex locators, radiovisiography and cone beam computed tomography and the real canal lenghts was compared, there was no signifficant statistical difference ($p > 0.05$). This showed that root resorption did not effect the accuracy when measuring working lenght in primary teeth root canal treatment.

In both groups with/without resorption, the accuracy of the measurements of the electronic apex locators at the coronal 0.5 mm point of the minor foramen was higher.

Although no statistically significant difference was found between all other groups in primary molars without root resorption, it was observed that radiovisiography had high accuracy when compared to others.

In order to determine the efficiency differences of working length determination methods, it was investigated how the differences between the mean length averages and the averages of the measurements obtained in the other sub-groups from the minor foramen. There was no statistically significant difference between the electronic method and the radiographic method in the frequency ranges investigated ($p > 0.05$).

In determination of working lenght measurement on primary molar teeth, electronic apex locaters, radiovisiography and cone-beam computed tomography were found to have high accuracy. We recommend the use of electronic apex locaters in working length determination since it is a non-radiation method.

Keywords: Primary Teeth, Electronic Apex Locator, Radiovisiography, Cone-Beam Computed Tomography, Working Lenght Measurement

İÇİNDEKİLER

ÖZET iv

ABSTRACT vi

SİMGELER VE KISALTMALAR x

ŞEKİLLER xii

TABLOLAR xiii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Süt Dişi Mine Dokusu 3

2.2. Süt Dişi Dentin Pulpa Kompleksi 3

2.3. Süt ve Daimi Diş Morfolojileri Arasındaki Farklılıklar 5

2.4. Süt Dişi Kök Kanal Anatomileri 6

2.4.1. Süt Keser Dişler 6

2.4.2. Süt Azı Dişleri 6

2.5. Fizyolojik Kök Rezorpsiyonu 9

2.6. Aksesuar Kanallar 10

2.7. Süt Dişlerinde Pulpa ve Periapikal Doku Hastalıkları 11

2.7.1. Geri Dönüşümlü Pulpa İltihabı 11

2.7.2. Geri Dönüşümsüz Pulpa İltihabı 12

2.7.3. Asemptomatik Geri Dönüşümsüz Pulpa İltihabı 12

2.7.4. Semptomatik Apikal Periodontitis 13

2.7.5. Asemptomatik Apikal Periodontitis 13

2.7.6. Apikal Apseler 13

2.8. Süt Dişi Kök Kanal Tedavileri 14

2.9. Kök Kanal Tedavisinde Çalışma Boyu Belirleme Yöntemleri 15

2.9.1. Kanal Boylarının Ortalama Uzunluklarını Bilmek 15

2.9.2. Parmak Hassasiyeti 15
2.9.3. Kağıt Konlarda Nemlenme 15
2.9.4. Radyolojik Yöntem 15
2.9.5. Elektronik Yöntem 26
2.9.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) 33
3. GEREÇ VE YÖNTEM 40
3.1. Çalışma Modeli ve Örneklem Büyüklüğü Saptanması 40
3.2. Örneklerin Hazırlanması 40
3.2.1. Dişlerin Dahil Edilme ve Hariç Tutulma Kriterleri 40
3.2.2. Dişlerin Mekanik Preparasyonu 42
3.3. Çalışma Boyu Ölçümleri 42
3.3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması 42
3.4. Çalışma Boyu Tespit Yöntemleri ile Gerçek Kanal Boylarının Karşılaştırılması ve Ölçümlerin Değerlendirilmesi 48
3.5. İstatistiksel Analiz 49
4. BULGULAR 50
5. TARTIŞMA 58
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER 71
7. KAYNAKLAR 73
8. ÖZGEÇMİŞ 92

SİMGELER VE KISALTMALAR

α	Alfa
±	Artı-eksi
ºC	Santigrat derece
β	Beta
%	Yüzde
x6	6 kez büyütme
ark	Arkadaşları
bit	Binary digit
BT	Bilgisayarlı tomografi
CBCT	Cone Beam Computed Tomografi
CCD	Charged-coupling device
CHX	Klorheksidin
cm	Santimetre
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
DDR	Direkt dijital radyografi
dk	Dakika
EAB	Elektronik apeks bulucu
EDTA	Etilen diamin tetraasetik asit
Hz	Herz
H_2O_2	Hidrojen peroksit
kHz	KiloHerz
kΩ	KiloOhm
kVp	Pik kilovoltage
mA	Miliamper
µA	Mikroamper

µCT	Mikro CT / Bilgisayarlı mikrotomografi
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
NaOCl	Sodyum hipoklorit
no	Numara
RVG	Radyovizyografi
SLOB	Same Lingual Opposite Buccal
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
sn	Saniye
USB	Universal Serial Bus
vb	ve benzeri
2D	İki boyutlu
3D	Üç boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Maksiler ikinci süt moların 3 boyutlu tomografik görüntüleri..... 7

Şekil 2.2. Mandibuler süt ikinci süt azı dişlerdeki kök kanal morfoloji farklılıkları…… 8

Şekil 2.3. Her hücrenin bir piksel olarak ifade edildiği satır ve sütunlardan oluşan matris…….. 21

Şekil 2.4. Direkt dijital radyografinin bölümleri…… 22

Şekil 2.5. Farklı FOV aralıklarının yaklaşık olarak kapladığı anatomik alanın şematik olarak görüntülenmesi …… 36

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler…….. 41

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan elektronik apeks bulucular…… 44

Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan kırmızı modelaj mumuyla kaplanmış kuru mandibula……. 44

Şekil 3.4. CBCT görüntülerinden elde edilen çalışma boyu ölçümü……. 46

Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan RVG'nin 1 numaralı sensörü…….. 46

Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan RVG ile yapılan çalışma boyu ölçümü… 47

Şekil 3.7. Farklı referans aralıklarında değerlendirilen ölçümlerin şematik gösterimi…….. 48

Şekil 4.1. Rezorpsiyonlu grupta gerçek uzunluklar ile yapılan ölçümlerin farklarının minör foramene uzaklıklarının dağılımları……..... 53

Şekil 4.2. Rezorpsiyonsuz grupta gerçek uzunluklar ile yapılan ölçümlerin farklarının minör foramene uzaklıklarının dağılımları……... 56

TABLOLAR

Tablo 2.1. Süt dişlerinin sürme, fizyolojik rezorpsiyon ve düşme zamanları…… 10

Tablo 2.2. Daimi diş oluşumu ve sürme zamanları…… 10

Tablo 2.3. Elektronik apeks bulucuların nesil sınıflandırması…….. 27

Tablo 2.4. Elektronik apeks bulucuların mekanizma sınıflandırması…… 28

Tablo 3.1. Çalışma kapsamında oluşturulan gruplar……... 43

Tablo 4.1. Rezorpsiyonlu grupta ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması…… 50

Tablo 4.2. Rezorpsiyonsuz grupta ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması…… 50

Tablo 4.3. Tüm gruplarda ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması…….. 51

Tablo 4.4. Rezorpsiyonlu grupta alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle farklarının frekansları……. 52

Tablo 4.5. Rezorpsiyonlu grupta yapılan ölçümlerin farklı referans aralıklarına göre dağılımı……. 53

Tablo 4.6. Rezorpsiyonsuz grupta alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle farklarının frekansları…… 55

Tablo 4.7. Rezorpsiyonsuz grupta yapılan ölçümlerin farklı referans aralıklarına göre dağılımı……..... 55

1. GİRİŞ

Süt dişi çürükleri, koruyucu önlemlerdeki artış, flor uygulamaları, ağız sağlığı konusunda bilinçlendirmelere rağmen, toplumda hala yaygın olarak görülen bir problemdir (1). Süt dişlerinde çürük olgusu kolaylıkla başlamakta, çok hızlı bir şekilde ilerlemekte ve tedavi edilmediği durumlarda dişlerin kaybına yol açmakta, süt dişlerinin erken kaybı önlenemediğinde ve/veya telafi edilmediğinde ise dental arkın bütünlüğü bozulmaktadır. Süt dişleri, daimi dişler sürene kadar ağızdaki en ideal yer tutucular olduğu için ağızda korunmasının önemi büyüktür (2).

Süt dişi kök kanal tedavisi, kron ve kök pulpa dokusunun çıkartılması, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip, çeşitli irrigasyon yöntemleriyle mikroorganizmalar ve toksinlerinden arındırılması ve yeniden enfekte olmasını engelleyecek şekilde antibakteriyel özellikleri olan, rezorbe olabilen bir dolum materyaliyle kök ucuna kadar tamamen doldurulması işlemidir (3). Süt dişi kök kanal tedavileriyle ilgili yapılan çalışmalarda yüksek başarı oranı görüldüğü bildirilmiştir(4).

Tüm pulpa dokusu, nekrotik artıklar ve mikroorganizmaların kök kanalından çıkartılması endodontik başarıda bir gerekliliktir ve bu başarıda kök kanal uzunluğunun doğru tespiti en önemli basamaktır (5). Kanal tedavisi aşamalarının, kök kanal sistemi sınırları içinde tutulması gerektiği kabul edilen bir görüştür (6). Çalışma boyunun apikal sınırı, kanal şekillendirilmesi sırasında hassas bir şekilde tespit edilmelidir. Bu nedenle kanal tedavisinde esas olan; kanal eğesinin kök kanalında ne kadar ilerleyeceği ve kanal dolgusunun nerede sonlanacağının belirlenmesidir. Apikal daralma (minör foramen) olarak da tanımlanabilen sement-dentin sınırı; pulpanın sona erdiği ve periodontal ligamentin başladığı anatomik ve histolojik bir sınırdır. Kanal genişletme tekniklerinde, şekillendirme aşamasının apikal daralmada sonlandırılması amaçlanır. Böylelikle doku yıkımı, devam eden inflamatuvar yanıt ve yabancı cisim reaksiyonu gibi komplikasyonlar azalır. Böylece şekillendirme, dezenfeksiyon ve doldurma işlemleri apikal daralmada sonlandırıldığında ideal bir periapikal doku iyileşmesi sağlanmış olur. Buna ek olarak, kanalın sonlanma noktasının; kök ya da kemik rezorpsiyonun olmadığı durumlarda apeksten 1 mm geride, yalnızca kemik rezorpsiyonu olduğu durumlarda

1,5 mm geride ve hem kemik hem de kök rezorpsiyonunun olduğu durumlarda 2 mm geride olacak şekilde tespit edilmesi önerilmiştir (7).

Kök kanal tedavisi sırasında hızlı ve doğru bir şekilde kanal boyunun belirlenmesi, tedavinin süresini kısaltarak, hasta ve hekimin konforu ile tedavi kalitesinin artmasını sağlayacaktır. Bu nedenle; kanal boyu tespitinin daha güvenilir ve daha hızlı yapılabildiği çeşitli yöntemler üzerinde araştırmalar devam etmektedir.

Yapılan bu çalışmada 3 farklı elektronik apeks bulucu (EAB), radyovizyografi (RVG) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (CBCT) süt dişi kök kanal boyu belirlemede doğruluğunun in vitro değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Süt Dişi Mine Dokusu

Dişlerin kuronları, insan vücudunun en mineralize ve en sert dokusu olan mine ile kaplıdır. Mine dokusu oral epitel hücrelerinden (ektoderm) köken alan mine organından gelişir (8). Ağırlıkça %92-96 inorganik madde (mineral faz) ve %4 organik madde ile plazmadan oluşur (9).

Süt dişi oluşumunun çan safhasında iç mine epitel hücreleri ileride mineyi meydana getirecek olan ameloblastlara farklılaşır. Ameloblastlar mine dokusuna özel spesifik proteinleri sentezleyip salgıladıktan sonra matrikse hızla kristal çökelmesi başlar. Ana yapısını prizmaların oluşturduğu kompakt kristal kütlesi giderek sertleşir. Her mine prizması 3-4 ameloblast tarafından oluşturulur. Tüm mine prizmaları, tabakalar halinde doğrusal biçimde birikir. Bu sırada mine prizmalarının periyodik olarak bükülmesi, yapı ve kalsifikasyon farklılıkları sonucu minede Retzius çizgileri meydana gelir. Mineyi meydana getiren hücreler mine matriksi depozisyonundan sonra mine-dentin sınırından perifere doğru hareket ederler. Böylece mine yapımı mine-dentin sınırında başlayıp, kuronun dış yüzeyinde tamamlanır (9).

Süt dişlerinin mineleri hem doğumdan önce hem de doğumdan sonra oluşur. Prenatal ve postnatal dönemde gelişen mine tabakaları doğum ile birlikte “neonatal çizgi” adı verilen koyu renkli, hipomineralize bir bant ile birbirinden ayrılır (10). Neonatal çizginin iç tarafındaki mine doğumdan önce, dış tarafındaki mine ise doğumdan sonra meydana gelir. Doğumdan önce oluşan minenin formasyon ve mineralizasyonu, korunma ve beslenme koşullarının daha homojen olduğu rahim içi yaşamda oluştuğu için daha düzenli bir yapıya sahiptir. Bu nedenle daha az sayıda Retzius çizgisi içerir ve daha beyaz görünür (10).

2.2. Süt Dişi Dentin Pulpa Kompleksi

Dentin ve pulpa, nöral krestten kaynak alan ektomezenşimal hücre orjinli dental papilladan oluşan yapılardır. Pulpa ve dentin dokuları birbirinden ayrı dokular olmasına rağmen birbirleriyle yakın ilişkide olmaları ve birinde meydana gelen fizyolojik veya patolojik olayların diğerini de etkilediği görüldüğünden "pulpa-dentin kompleksi" olarak değerlendirilmektedir (11).

Süt dişinde dentininin prenatal ve postnatal olmak üzere iki tabakadan oluştuğu ve prenatal dentinin yoğun ve homojen yapısına karşılık postnatal dentinin daha az yoğun ve daha poröz bir yapı gösterdiği bildirilmiştir (12). Süt dişi dentininde ayrıca intertübüller matriks içinde dentin tübüllerine paralel geniş kanallar vardır. Bu kanalların çapı dentin tübüllerinin çapından 10 kat fazladır. Süt dişlerinde daimi dişlerden daha çok görülen bu geniş kanallar nedeniyle süt dişi geçirgenliğinin ve duyarlılığının arttığı ve dış etkenlerden daha kolay etkilendiği belirtilmiştir (13, 14). Tübüllerin etrafını çevreleyen peritübüler dentin kalınlığının ise süt dişlerinde sürekli dişlere oranla 2-5 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (15).

Süt dişi pulpası; dişin koronal kısmında dentin ve mine tarafından çevrelenmiş olan pulpa odası içinde ve kök kısmında dentin ve sement tarafından çevrelenmiş olan kök kanalları içinde bulunan; hücreler, hücreler arası madde, lifler, kan damarları ve sinirlerden oluşan homojen yumuşak bir bağ dokusudur (16). Pulpa dört tabakadan oluşmaktadır; odontoblast tabakası, hücreden fakir, tabaka, hücreden zengin tabaka ve pulpa merkezidir (11, 14). Pulpanın damarlanması, apikal foramenden giren 100 µm çapındaki arteriyoller ve yan kanallardan giren daha küçük damarlar vasıtasıyla gerçekleşen bir mikrodolaşımdır. Sağlıklı ve kök rezorpsiyonu başlamamış süt dişlerinde damarsal yapı bakımından sürekli dişlere göre bir fark yoktur (17). Süt dişi koronal pulpasında retiküler ve kollojenöz lif ağlarının oluşturduğu şapka benzeri yapı dışında süt ve daimi dişlerin pulpalarının yapısal özellikleri arasında herhangi bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir (18).

Süt ve daimi dişlerin anatomik farklılıklardan dolayı pulpaları travmaya, bakteriyel invazyona, irritasyona ve medikasyona farklı yanıtlar verebilmektedir. Daimi dişler azalmış apikal açıklıkları ve azalmış kanlanmaları nedeniyle kalsifik doku oluşumu ile iyileşme gösterirken, süt dişleri geniş apikal açıklıklarından dolayı daha hızlı bir inflamatuar cevap meydana getirirler. Bu nedenle süt dişlerinde internal ve eksternal rezorpsiyon daha fazla görülmektedir (11).

Süt dişlerinin düşmesine kadar geçen süre boyunca süt dişi pulpasının normal durumunu koruduğunu ve rezorpsiyon sürecine katılmadığını ileri süren araştırmacılar olduğu gibi (18-20) fizyolojik kök rezorpsiyonu ile birlikte süt dişlerin yaşlanma dönemine girdiğini ve pulpalarında rezorpsiyonun derecesine bağlı olarak

morfolojik, histolojik ve biyokimyasal değişikliklerin ortaya çıktığını savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (21, 22).

Pulpada A-lifleri ve C-lifleri olarak iki tip sinir lifi vardır. A-lifleri, geniş çaplıdır, hızlı iletim yapan, keskin ve batıcı tipteki ağrıları ileten liflerdir. A-lifleri Schwann hücreleri tarafından kuşatılır, miyelinli A-lifleri oluşur ve böylelikle hızlı iletim yapar. C-lifleri ise küçük çaplı, yavaş iletim yapan, sızı ve karıncalanma şeklinde ağrıları ileten sinirlerdir (23).

2.3. Süt ve Daimi Diş Morfolojileri Arasındaki Farklılıklar

Süt dişlerinin anatomisi ve fizyolojisi daimi dişlere göre birtakım farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar nedeniyle çocuk hastada uygulanacak kök kanal tedavisinden önce bu farklılıklar hakkında bilgi sahibi olmak gerekmektedir. Endodontik açıdan düşünüldüğünde şu farklılıklar dikkat çeker:

1. Süt dişi mine ve dentin kalınlığı daimi diş mine ve dentin kalınlıklarının yarısı kadardır ve tüm kronda 1 mm'yi geçmemektedir.

2. Süt dişlerinde mine kalınlığı bütün kron yüzeylerinde eşit olmayıp, ön dişlerde vestibül yüzeylerde lingual yüzden daha fazladır.

3. Süt dişlerinde pulpayı koruyan dentin yapısı çok az olduğundan preparasyon işlemi sırasında bu konuda bilgi sahibi olmak gerekmektedir.

4. Süt dişlerinde dişin tüm boyutlarına oranla pulpa odasının genişliği daimi dişlerden daha fazladır.

5. Birinci süt azıların pulpa odası, ikinci süt azı dişlerinkinden daha büyüktür.

6. Süt dişlerinin pulpa boynuzları, özellikle mezial boynuzları daha yüksektir.

7. Süt azılarında birinci süt azı dişinden ikinci süt azı dişine doğru pulpa odasının yüksekliği azalırken, sürekli dişlerde birinci büyükazı dişinden, üçüncü azı dişine doğru bu yükseklik artar.

8. Süt dişlerinde daimi dişlere oranla daha fazla aksesuar kanal gözlendiği gösterilmiştir (24). Sürekli dişlerde yan kanallar apikal bölgede daha sık görülürken,

süt dişlerinde pulpa tabanının kökler arası bölgesinde periodontal aralığa açılan paramolar kanallar daha sık görülmektedir.

9. Süt azı dişlerin kökleri arasında daimi diş germi olduğundan dolayı daimi dişlere göre daha geniş açılı birleşmektedir.

10. Daimi kesici dişlerin kökleri oral tarafa doğru eğri iken, süt kesici dişlerinin kökleri kronları ile aynı doğrultudadır.

11. Süt kesici dişlerin kökleri diş sürmesinden bir yıl sonra kapanır. Kök rezorpsiyonu ise dişler düşmeden iki ya da üç yıl önce başlar (3, 25, 26).

2.4. Süt Dişi Kök Kanal Anatomileri

Süt dişi kanal tedavilerinde başarılı bir kanal tedavisi yapılabilmesi için süt dişi kök anatomisindeki ve kök morfolojisindeki farklılıkların bilinmesi gerekmektedir:

2.4.1. Süt Keser Dişler

Üst Keser Dişler: Tek bir kök kanalına sahip olup yuvarlaktır. Apikal dallanmalara, aksesuar ve lateral kanallara çok seyrek olarak rastlanılmaktadır.

Alt Keser Dişler: Genellikle tek bir kök kanalına sahiptirler. Nadir olarak aksesuar ve lateral kanallar görülebilmektedir. İki kanal görülme sıklığı %10'dan düşüktür.

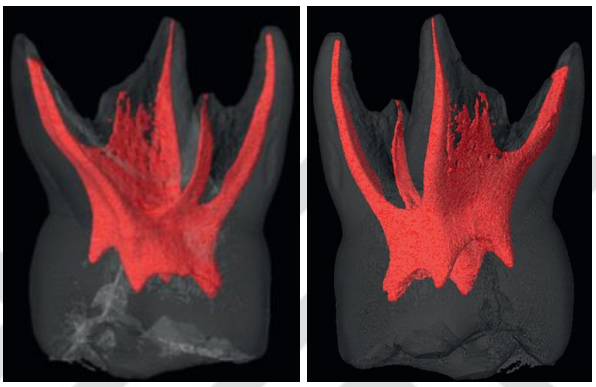
Alt ve Üst Köpek Dişleri: Tek kök kanallıdır. Kanin dişler, tüm süt dişlerin arasında en basit kök kanal sistemine sahip olan ve endodontik tedavi esnasında daha az zorlukla karşılaşılan dişlerdir. Kanallarda dallanmalara rastlanılmamaktadır. Köklerin eksternal şekilleri, yuvarlak ya da tabanı fasiyal yüzde olan üçgen şekilli olabilir (3, 27).

2.4.2. Süt Azı Dişleri

Genellikle süt azı dişleri, daimi azı dişlerle aynı sayıda ve pozisyonda köklere sahiptirler. Üst süt azı dişlerinde iki bukkal ve bir palatinal olmak üzere üç kök, alt süt azı dişlerinde ise mezial ve distal olmak üzere iki kök bulunmaktadır. Süt azı

dişlerinin mezial kök kanallarında daha fazla anatomik varyasyon görülürken, distal ve palatinal kök kanallarında ise bu varyasyonlara daha az rastlanılmaktadır.

Üst 1. Azı Dişleri: Kanal sayısı 2-4 arasında değişmektedir. Meziobukkal köklerin %75'i iki kanal içermektedir. Genellikle palatinal kök yuvarlaktır ve iki fasiyal köke göre daha uzundur. Maksiller 1. süt azı dişlerinin üçte birinde palatal ve distofasiyal kök birleşmiştir (28). Bu dişlerin büyük çoğunluğunda çok küçük bir açıklık ile birbirine bağlanan iki ayrı kanal görünür.



Şekil 2.1. Maksiller ikinci süt moların üç boyutlu tomografik görüntüleri

Üst 2. Azı Dişleri: Kanal sayısı 2-5 arasında değişmektedir. Meziobukkal köklerde iki ayrı kanal bulunabilmektedir.

Alt 1. Azı Dişleri: Kanal sayısı 2-4 arasında değişmektedir. Mezial köklerin %75'inde, distal köklerin ise yalnızca %25'inde iki kanal görülme olasılığı bulunmaktadır.

Alt 2. Azı Dişleri: Kanal sayısı genellikle 3 olmakla beraber, 2-5 arasında değişmektedir. Mezial kök %85, distal kök ise %25 oranında iki kanal içermektedir. Yang ve ark. (29), Çin'li çocuklarda bilgisayarlı tomografi (CBCT) kullanarak alt süt ikinci süt azıların kök kanal morfolojilerini tanımlamayı amaçladıkları çalışmalarında yedi farklı kök kanal morfolojisi varyantı tanımlamışlar ve bu varyantları görülme sıklıklarına göre belirlemişlerdir. Kanallardaki morfoloji farklılıkları şöyledir:

Varyant 1: Her birinde birer adet kanal bulunan biri mezial biri distalde iki ayrı kök (Görülme sıklığı %0,82)

Varyant 2: Mezial kökte iki kanal distal kökte bir kanal bulunan iki ayrı kök (Görülme sıklığı %23,82)

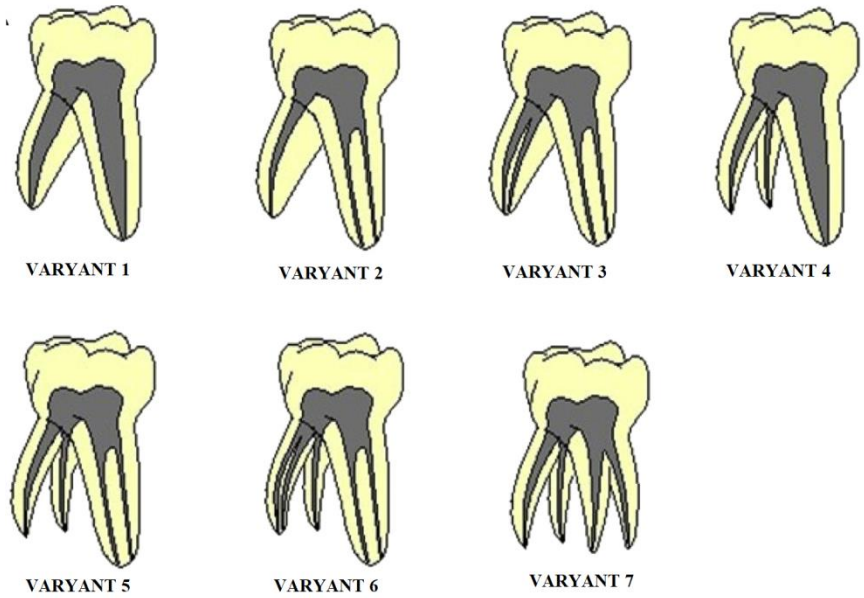
Varyant 3: Mezial ve distal kökte iki kanal bulunan iki ayrı kök (Görülme sıklığı %47,64)

Varyant 4: Her birinde birer adet kanal bulunan biri mezialde biri distobukkalde biri distolingualde üç ayrı kök (Görülme sıklığı %1,44)

Varyant 5: Mezial kökte iki kanal,distobukkal ve distolingual kökte birer kanal bulunan üç ayrı kök (Görülme sıklığı %25,46)

Varyant 6: Mezial kökte iki kanal, distobukkal kökte iki kanal ve distolingual kökte bir kanal bulunan üç ayrı kök (Görülme sıklığı %0,62)

Varyant 7: Her birinde birer adet kanal bulunan dört ayrı kök (Görülme sıklığı %0,21) (29).



Şekil 2.2. Mandibular süt ikinci süt azı dişlerindeki kök kanal morfoloji farklılıkları

2.5. Fizyolojik Kök Rezorpsiyonu

Süt dişlerinin köklerinin rezorbe olması normal koşullarda kök gelişimi tamamlandıktan sonra hemen başlayan fizyolojik bir olaydır. Alttaki daimi diş germinin sürmesine bağlı oluşan basıncın ilkel bağ dokusu hücrelerinden klastik hücrelerin diferansiyasyonunu uyardığı ve bu klastik hücrelerin süt dişleri ile daimi diş germi arasındaki kemiği, sonra da süt dişi köklerini rezorbe ettiği belirtilmektedir (2). Daimi diş germlerinin konumları nedeniyle rezorpsiyon süt ön ve kanin dişlerin lingualinden, arka grup dişlerde ise kökler arası bölgeden başlamaktadır (14).

Rezorpsiyonlardan osteoklast ve odontoklast denilen çok çekirdekli dev hücreler sorumludur. Osteoklastlar, kemik rezorpsiyonundan sorumlu, metabolik aktiviteleri çok yüksek, diş sürmesinde, çenelerin büyüme ve gelişiminde, dişte ve kemikte gelişen tamir olaylarında da rol alan çok çekirdekli, çok yönlü dev hücrelerdir. Odontoklastlar ise sement ve dentinde Howship lakünlerinde bulunan dentin yıkımından sorumlu hücrelerdir (16).

Rezorpsiyon işlemi süresince yıkım ve yapım bir arada ilerlemektedir. Odontoklastların aktivitesi neticesinde oluşan, yıkımla açığa çıkan doku kristalleri veya iyonlar derin dentin kanallarını tıkayarak çökelmektedir. Kök pulpasındaki ilkel bağ dokusu hücreleri de zamanla odontoklastlara dönüşerek pulpal yönde yıkım başlatmaktadır . Birlikte yürüyen bu yıkım ve yapım işlerinin, süt dişi köklerinde ve kanallarında birçok dallanma, tıkanma ve apikal foramen lokalizasyonunda değişiklik yaptığı belirtilmiştir (30). Kök rezorpsiyonunun başlamasıyla beraber normalde anatomik apeks yakınında bulunan apikal foramen koronale doğru yer değiştirmektedir (31). Ayrıca fizyolojik kök rezorpsiyonuyla beraber süt dişi pulpasında morfolojik, histolojik ve biyokimyasal değişiklikler görülmektedir (22, 32). Bu nedenlerle süt dişi kök kanal tedavisi yaparken dişlerin fizyolojik kök rezorpsiyonlarının iyi bilinmesi ve değerlendirilmesi gerekmektedir.

Süt dişlerinin sürme, fizyolojik rezorpsiyon ve düşme zamanları ve daimi dişlerin sürme zamanları Tablo 2.1 ve Tablo 2.2'de gösterilmektedir (33).

Tablo 2.1. Süt dişlerinin sürme, fizyolojik rezorpsiyon ve düşme zamanları

Dişler	Germlerin Belirmesi	Mineralizasyon Başlangıcı	Minenin Tamamlanması	Sürme	Apeks Kapanışı
1	3. ay (prenatal)	3. ay (postnatal)	4-5 yaş	7 yaş	10 yaş
2	3. ay (prenatal)	12. ay (postnatal)	4-5 yaş	8 yaş	11 yaş
3	3. ay (prenatal)	4. ay (postnatal)	6-7 yaş	10 yaş	13 yaş
4	3. ay (prenatal)	18. ay (postnatal)	5-6 yaş	9 yaş	12 yaş
5	3. ay (prenatal)	24. ay (postnatal)	6-7 yaş	11 yaş	13 yaş
6	5. ay	Doğum	2.5-3 yaş	6 yaş	9 yaş
7	1 yaş	3 Yaş	7-8 yaş	12 yaş	15 yaş
8	5 yaş	8 Yaş	12-16 yaş	17-21 yaş	20-24 yaş

Tablo 2.2. Daimi diş oluşumu ve sürme zamanları

Dişler	Germin Belirmesi	Kireçleme Başlangıcı	Minenin Tamamlanışı	Sürme	Apeks Kapanışı	Fizyolojik Kök Rezorpsiyon Başlangıcı	Düşme
I	3.hafta	4. ay Prenatal	1.5 ay Postnatal	6-12 ay	18 ay	4 yaş	7 yaş
II	3.hafta	4. ay Prenatal	2.5 ay Postnatal	6-12 ay	24 ay	5 yaş	8 yaş
III	3.hafta	5. ay Prenatal	9. ay Postnatal	18-24 ay	39 ay	9 yaş	10 yaş
IV	10.hafta	5. ay Prenatal	6. ay Postnatal	12-18 ay	30 ay	6 yaş	9 yaş
V	10.hafta	6. ay Prenatal	10. ay Postnatal	24-30 ay	36 ay	8 yaş	11 yaş

2.6. Aksesuar Kanallar

Pulpanın periodontal dokularla olan teması apikal foramen vasıtasıyla olmaktadır. Bu sayede periodontal ligamentlere ait kollajen liflerle, damarsal ve sinirsel elemanlar kök kanalına girmektedirler (34). Trowbridge ve ark.'nın (11) pulpanın vasküler yapısıyla ilgili yapmış olduğu çalışmasında, pulpa ve periodontal dokular arasındaki ilişkinin sadece apikal foramenle olmadığı, buna ilaveten bazı lateral ve aksesuar denilen kanal denilen bazı ilave kanal ve deliklerin olduğunu belirtilmiştir.

Lateral kanal terimini, ana kanala dik yönde ilerleyen kanallar için kullanırken, aksesuar kanalları ise apikal bölgede asıl kanalın dallanması ile oluşan kanallar olarak tanımlanmıştır. Genel olarak literatürde süt dişlerinde pulpa ve

periodontal dokuların ilişkisini sağlayan bu kanallara aksesuar kanal, lateral kanal, pulpa-periodontal kanal ve furkasyon delikleri gibi isimlendirmeler yapılmıştır. Süt dişlerinde aksesuar kanalların pulpa odası tabanında daha sık olmasından dolayı, enfeksiyona bağlı kemik yıkımları kökün apikalinden değil furkasyon bölgesinden başlamaktadır (17). Kökler arası bölgeden başlayan ve dişin koronaline veya apikaline doğru ilerleyerek kök kanallarına giren bu lateral ve aksesuar kanalların klinik açıdan önemi büyüktür. Çünkü bu kanallar vasıtasıyla pulpa ve periodontal dokular arasında sıvı, bakteri ve toksin geçişi olabilmektedir ve bu sayede herhangi bir dokuda ortaya çıkan inflamatuar bir değişikliğin bu kanallar vasıtasıyla diğerini etkileyebilmektedir (35). Ayrıca daimi diş germiyle yakın ilişkide olan süt dişlerinde enfeksiyon varlığında oluşan lezyonların bu kanallar vasıtasıyla daimi diş germinde hipoplaziye neden olacağı belirtilmektedir (2).

2.7. Süt Dişlerinde Pulpa ve Periapikal Doku Hastalıkları

Pulpanın ve periradiküler dokuların çeşitli nedenlerle irritasyonu enfeksiyon oluşmasına neden olmaktadır. Canlı ve canlı olmayan irritanlar olarak iki gruba ayrılan bu etkenlerden canlı olan irritanlar; çeşitli mikroorganizma ve virüsler, canlı olmayanlar ise mekanik, termal ve kimyasal etkenlerdir (3). Kök kanal enfeksiyonunun en önemli nedeni diş çürükleri ve akut ya da kronik periradiküler hastalıklardır.

2.7.1. Geri Dönüşümlü Pulpa İltihabı

Çürük, dentine ulaştığında pulpada hafif düzeyde inflamatuar değişiklikler görülebilmektedir, fakat belirgin bir inflamasyonun ortaya çıkması için çürüğün pulpaya 0,5 mm kadar yaklaşması gereklidir. Bu aşamaya kadar, dişin çürüğe verdiği tepkiler; sıcak, soğuk ve tatlı uyaranlara karşı geçici hassasiyet gibi geri dönüşümlü semptomlar olabilir ya da çoğu zaman diş hiçbir semptom göstermeyebilir. Ağrı kendiliğinden oluşmaz, eksternal bir uyaran ağrılı bir cevaba yol açana kadar diş asemptomatiktir. Periodontal ligament ve lamina dura normal görünümdedir ve genellikle perküsyona negatif cevap alınır. Eğer etken ortadan kaldırılırsa, pulpa sağlıklı haline dönebilmektedir (3).

2.7.2. Geri Dönüşümsüz Pulpa İltihabı

Çürüğün dentinde daha derine ilerlemesi, mikroorganizma sayısında artışla birlikte pulpaya ulaşan toksinlerin miktarını da arttırmaktadır. Böylece pulpada daha şiddetli inflamasyon belirtileri gözlenebilir. Çürükle perforasyon durumunda, büyük çaplı mikrobiyal yayılım meydana gelmekte, lokalize pulpa nekrozu ve mikro apse oluşumu ile görülen akut inflamatuar değişiklikler tespit edilmektedir. Geri dönüşümsüz pulpa iltihabı olarak sınıflandırılan bu durum, spontan olarak başlayan ve gece uykudan uyandıran, sürekli ve sıklıkla zonklama tarzında ağrılar ile karakterizedir. Etken ortadan kaldırılsa bile ağrı devam etmektedir (2, 3).

2.7.3. Asemptomatik Geri Dönüşümsüz Pulpa İltihabı

Ülseratif Pulpa İltihabı

Çürük etkisiyle pulpa odası açıldığında, bazı dişlerin pulpaları kendini korumak için yüzeyde bir ülser bölgesi oluşturur. Pulpanın ekspoze olduğu bölgede granülasyon dokusu ile çevrelenmiş apse oluşumunun görüldüğü kronik pulpa iltihabına ülseratif pulpa iltihabı denir. Proliferatif savunma, eksudatif savunmadan daha fazla olduğu için ağrı yoktur (3).

Hiperplastik Pulpitis

Çürük lezyonun ilerleyip pulpanın açılması sonucu, pulpa odasındaki kronik iltihabi doku, hem sayısal olarak hem de hacim olarak artar ve granülasyon dokusu haline gelir. Pulpa polibi olarak adlandırılan bu durumda, granülasyon dokusu haline geçtiği görülen pulpanın yüzeyi çoğu kez epitelle örtülüdür. Bu epitel ya diş etinden gelir ya da ağız dokularından yeni ayrılmış ve tükürük içinde yüzen epitel hücrelerinden kaynaklanır. Polibin bulunduğu kısımda, pulpa hücreleri çoğalmış, kan damarları genişlemiştir ve sinir liflerinde dejenerasyon vardır. Odontoblastlar tamamen harap olmuştur. Pulpa polibi sıklıkla süt ve kök gelişimini tamamlamamış genç sürekli dişlerde olur. Bu dişlerin geniş apikal bölgelerinden giren kan damarları sayesinde kanlanmaları olgun dişlere oranla daha fazladır ve bu nedenle bakteriyel enfeksiyona karşı daha dirençli olabilmektedirler (3).

Pulpa Nekrozu

Pulpa dokusunun ölümü ya da nekrozu, pulpanın akut ya da kronik iltihabı veya travmatik bir yaralanma ile dolaşımın aniden kesilmesi sonucu olur. Nekroz pulpa dokusunda yayılma miktarına göre parsiyel veya total olabilmektedir. Pulpada iki tip nekroz görülmektedir. Birincisi, damar tıkanmasına bağlı olarak bölgede kan akımının kesildiği veya azaldığı koagülasyon nekrozudur. İkincisi ise canlılığını kaybeden dokunun yumuşama ve sulanma göstermesi ile belirgin, giriş kavitesinden pü akışı ile belirlenen likefaksiyon nekrozudur (3).

2.7.4. Semptomatik Apikal Periodontitis

Tedavi edilmemiş enfekte pulpa, bütünüyle yenik düşer ve inflamasyon, apikal ve lateral ya da furkasyon bölgesindeki kanallar yoluyla periradiküler dokulara yayılır. Semptomatik apikal periodontitisin karakteristik özellikleri tipik akut inflamasyon cevabına benzemektedir. Pulpada vazodilatasyon, vasküler geçirgenlikte artış, lökositlerin kan damarlarından perivasküler dokulara göçü bu semptomlardandır. Klinik olarak, çiğnemede ağrı ve dişe komşu yumuşak dokuda şişlik ile karakterizedir (36, 37).

2.7.5. Asemptomatik Apikal Periodontitis

Kök kanalı içerisindeki patojenler ortadan kaldırılmadığında semptomatik apikal periodontitis ilerleyerek, asemptomatik apikal periodontitis halini alabilir. Asemptomatik apikal periodontitis; inatçı inflamatuvar uyarıcılar, konağın uyaranlara karşı cevaba adaptasyonu, adaptif immün cevapların görülmesi ve iyileşmesinin başlaması ile karakterizedir. Asemptomatik apikal periodontitis kök kanal tedavisinden sonra periapikal dokuların rejenerasyonu veya iyileşmesi, şiddetli periapikal doku kaybı, akut alevlenme, intraoral veya extraoral fistül yolu içeren apselerin oluşumu veya şiddetli selülit oluşumu ile sonuçlanabilir (36, 37).

2.7.6. Apikal Apseler

Apikal periodontitis lezyonlarında apse gelişimi, iltihaplanmış periapikal dokularda belirli piyojenik bakteri kombinasyonlarının invazyonu sonucu oluşmaktadır. Klinik olarak, akut apse oluşumu genellikle ısırma sırasında ve

perküsyon esnasında ağrı semptomları gösterir. Apse oluşan dişin periapikal bölgesinde palpasyona karşı hassasiyet olabilir ve intraoral ve ekstraoral şişlik sıklıkla görülebilir. Kronik apikal apselerde diş semptomatik ya da asemptomatik olabilir. Eğer intraoral ya da ekstraoral olarak fistül yolu oluşmuşsa şişlik genellikle görülmez. Kronik apikal apse oluşmuş dişlerde, radyografik olarak oluşan kemik yıkımı açıkça görülebilmektedir (36).

2.8. Süt Dişi Kök Kanal Tedavileri

Kök kanal tedavisi; çürüğün temizlenmesi ardından kron ve kök pulpa dokusunun çıkartılmasını takiben, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip, mikroorganizmalar ve toksinlerinden arındırılmaya çalışılması, sonrasında ise radyografik olarak tespit edilen kök ucuna kadar tamamen doldurulması işlemidir(3).

Süt dişlerinde kök kanal tedavisi daimi dişlerdeki kök kanal tedavilerine oranla daha zordur. Ancak süt dişlerinin çiğneme sisteminin fonksiyonel bir ünitesi olarak doğal bir yer tutucu olarak ağızda kalmasını sağlamak amacıyla çağdaş çocuk diş hekimliğinde klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilen tedavi yöntemidir(38).

Anestezi altında rubber dam izolasyonu sağlanır. Çürük ve pulpa odası tavanı uygun büyüklükte bir rond frez ile kaldırılır. Özellikle süt azı dişlerinde kuron boyutunun az olması nedeniyle pulpa tabanı perforasyonu önlemek için azami dikkat gerekmektedir. Pulpa odası içeriği keskin bir ekskavatör ile kaldırılır. Bütün artıklar irrigasyon yapılarak uzaklaştırılır ve kanama kontrol altına alınır. Takiben kanallardaki kök pulpasının uzaklaştırılması için dirençle karşılaşılan rezistans noktasına kadar tirnerfle girilir. Süt dişlerin de fizyolojik kök rezorpsiyonu olduğundan en küçük zorlayıcı bir hareketin bile periapikal dokularda harabiyet yapabileceği unutulmamalıdır. Kök kanal preparasyonu öncesi apikalden çıkmayı engellemek amacıyla çalışma boyu belirlenmelidir (3).

2.9. Kök Kanal Tedavisinde Çalışma Boyu Belirleme Yöntemleri

2.9.1. Kanal Boylarının Ortalama Uzunluklarını Bilmek

Kramer ve Ireland (39), çalışmalarında süt dişlerinin kök uzunluklarını ölçmüşlerdir. Bu ölçümlerden faydalanılabilir ancak radyolojik boy tespitinde kanala yerleştirilecek eğe seçiminde yardımcı bir yöntem olarak kullanılabilir.

2.9.2. Parmak Hassasiyeti

Tecrübeli bir diş hekiminde parmak hassasiyeti gelişir ve diş hekimi aletin kanal içinde ilerleyişinde ve bununla birlikte aldığı şekillere göre yorum yapabilir. Giriş kavitesinden kök ucuna doğru ilerleyen tecrübeli bir el, apekse ulaşıp ulaşmadığını çok az bir yanılgıyla algılayabilir. Parmak hassasiyeti, deneyimli ellerde oldukça yararlı bir yöntem olmasına rağmen birçok sıkıntısı vardır (40). Seidberg ve ark. (41) parmak hassasiyeti yöntemi ile deneyimli hekimlerin bile olguların sadece %60'ında apikal daralmayı tespit edilebildiğini göstermişlerdir. Bu nedenle parmak hassasiyeti yöntemi kanal boyu tespitinde en az güvenilir yöntemdir(42).

2.9.3. Kağıt Konlarda Nemlenme

Kök kanalının kemomekanik şekillendirilmesi tamamlandığında, kanalı kurutmak amacıyla kağıt konlar kullanılır. Kanal kurutulduktan sonra kağıt konun ucunda bir nemlenme ya da kanlanma olması kanal boyunun kaybedildiği ve genellikle apikalde perforasyon yapıldığının bir işaretidir. Çok güvenilir olmamakla birlikte, doğrulanması gereken yardımcı bir yöntem olarak kullanılmaktadır (42).

2.9.4. Radyolojik Yöntem

Radyografi; tanıdan, tedavi sonrası kontrollere kadar endodontik tedavinin tüm aşamalarında anahtar role sahip önemli bir yardımcı araçtır. Kök kanal uzunluğunun tespitinde en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Radyografiler diş görüntülerinin saklanmasına olanak tanıyan önemli belgelerdir. Aynı zamanda kök kanallarının morfolojik yapısı, diş çürükleri ve periapikal dokuların durumu, kök ve kanal sayısı hakkında bilgi verir. Ayrıca operasyon öncesi radyografilerden pulpa boşluğunun genişliği ve kök kanallarının eğrilikleri hakkında da önemli bilgiler

alınabilir. Buna ek olarak radyografilerden kök kıvrımlarının ve kron kök arası açıların ölçümü de yapılabilir. Bu nedenlerden dolayı apikal anatomi bilgisi ve doğru bir radyografik yorum kök kanal tedavisinin başarısında temel etkenler arasında sayılabilir (43).

Radyografiler üç boyutlu bir nesneyi sadece iki boyutta görüntüleyebilirler (44). Bu nedenle film düzlemine doğru olan kök kıvrımlarında ve sıklıkla karşımıza çıkan anatomik apeks ve apikal foramen değişikliklerinde sınırlı bilgiler verebilmektedirler. Levy ve Glatt (45), inceledikleri 122 dişte apikal foramenin bukkal veya palatinal yüzeyinde bulunma sıklığının mezial veya distal yüzeyde bulunması sıklığından 2 kat daha fazla olduğunu, başka bir deyişle apikal foramenin %33,6 oranında bukkal veya palatinal yüzeyinde konumlandığını bildirmişlerdir. Rutin radyografiler ara yüzeyler yönündeki sapmaları göstermelerine karşın, yanak ve damak yönündeki sapmaları göstermemektedirler. Bu tür sapmalarda 'Same Lingual Opposite Buccal (SLOB)' esaslarına göre alınıp incelenen radyografiler, bir ölçüye kadar yararlı olabilmektedir (3).

Buna bağlı olarak apikal bölgede, iki farklı mesafenin saptanması gerekmektedir. Birincisi, radyografik kök ucu ile apikal foramen, ikincisi ise apikal foramen ve apikal darlık arası mesafeleridir. Yapılan birçok çalışmada bu mesafenin tespit edilip, edilemeyeceği araştırılmıştır (46). Pineda ve Kuttler (46), 4183 dişin 7275 kök kanalında yaptıkları radyografik incelemelerde, apikal foramen ile radyografik apeks arası mesafenin %83 dişte 2-3 mm kadar olduğunu görmüşlerdir.

Radyolojik olarak kanal boyunu tespit etmek için iki yöntem kullanılır; oran-orantı yöntemi ve Ingle yöntemi.

Oran-orantı yöntemi: Kanalın içine, tanı radyografisi rehber alınarak önceden boyu ölçülmüş bir kanal eğesi yerleştirilir ve radyografisi alınır. Röntgen görüntüsü üzerinde, aynı rehber noktasından başlayarak kanal eğesinin ve dişin röntgen boyu ölçülür. Elde edilen ölçümler ile tek bilinmeyenli bir denklem kurularak dişin gerçek boyu hesaplanır ve bu boydan 1 mm çıkartılarak kanal boyu tespit edilir.

Ingle yöntemi: Tanı için çekilmiş radyografide dişin boyu ölçülür. Bu boy deneme kanal boyudur. Röntgende açılandırmaya bağlı oluşabilecek hatalar göz

önüne alınarak ölçülen deneme boyundan güvenlik payı olarak 1 mm çıkartılır. Kanal eğesi hesaplanan boyda kanala yerleştirilerek radyografi alınır. Alınan radyografide eğe ucu ile radyolojik apeks arasındaki mesafe ölçülerek deneme boyuna eklenir. Böylece insizal rehber noktası ile radyolojik apeks arası mesafe elde edilmiş olur. Bu boydan güvenlik payı olarak 1 mm çıkartılarak kanal boyu elde edilir.

Endodontide, radyolojik yöntemle kanal boyu tespitinde hem konvansiyonel hem de dijital radyografiler kullanılmaktadır (47-50).

Konvansiyonel Radyografi

Konvansiyonel periapikal radyografi, endodontik tedavinin tüm aşamalarında uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan temel yardımcı araçtır. Konvansiyonel periapikal radyografide görüntü kalitesi; kullanılan filmin tipi, ışınlama süresi, densite ve banyo işlemi gibi faktörlere bağlıdır.

Film hızı, filmin x-ışınına duyarlılığının bir ifadesidir. Bir filmde görüntü oluşması için gereken ışınlama süresini gösterir. Röntgen filmleri, emülsiyon tabakasındaki gümüş kristallerinin boyutuna bağlı olarak alfabetik sırada, yavaştan hızlıya göre A-B-C-D-E-F olarak adlandırılır. A en yavaş, F ise en hızlı filmi ifade eder. Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü ve Uluslararası Standartlar Enstitüsü'ne göre, dental radyografide kullanılması uygun olan film tipleri D, E ve F hızında filmlerdir. Hızlı film tipi kullanmak hastanın %44 oranında daha az radyasyona maruz kalmasını sağlar (51). Sheaffer ve ark. (52) film hızının ve densitenin; kanal boyu tespiti ve görüntü kalitesinin değerlendirilmesi üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarının sonuçlarına göre, kanal boyu tespitinde D, E ve F hızındaki filmler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Periapikal radyografinin kalitesini ve yorumlanmasını etkileyen faktörlerden biri de densitedir. Banyo yapılmış bir filmde koyuluğun derecesine "densite" denir. Koyuluk derecesi; filme gelen ışının kalitesine ve miktarına, objenin kalınlığına ve banyo işleminin kalitesine bağlıdır. Periapikal radyografinin kalitesini ve yorumlanmasını etkileyen faktörlerden biri de densitedir. Banyo yapılmış bir filmde koyuluğun derecesine densite denir. Uygun densite için temel belirleyici; miliamper

ve ışın süresidir. Miliamper, katottan anota akan elektronları kontrol eder. Bir saniyede akan elektron miktarı ne kadar fazla ise üretilen radyasyon miktarı da o kadar fazladır. Işın süresi ve miliamper çarpıldığında miliamper-saniye elde edilir. Işınlama süresini veya miliamperi ya da her ikisini birlikte değiştirmek densitede değişikliklere yol açar. Diş hekimliğinde 0,5-2,5 arasındaki yoğunluğa sahip radyografilerin kullanımı uygundur. Ancak, film hızı ve densitenin, kanal boyu tespitinin doğruluğuna etkisi ile ilgili yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre; en iyi performansın densitenin 3 olduğu durumda elde edildiği gösterilmiştir (53).

Konvansiyonel radyografilerde görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörlerden biri de banyo işlemidir. Röntgen banyosu sırasında x-ışınına maruz kalan bir filmde gözle görülmeyen görüntünün, gözle görünür hale gelmesi için filme bir takım kimyasal işlemler uygulanır. Konvansiyonel radyografide film banyosu işlemi ya manuel olarak banyo tanklarında ya da otomatik olarak banyo makinelerinde yapılır.

Röntgen filminin banyosu manuel banyo tanklarında belirli sıcaklık ve sürelerde yapılmadığında, görüntünün netliğini etkileyen bozulmalar ortaya çıkar. Ayrıca banyo solüsyonları belirli sürelerde değiştirilmediğinde, solüsyonların bayatlamasına bağlı olarak da netlik sorunları görülür. Banyo işlemi kalitesini belirleyen solüsyonların sıcaklığı, bekletilme süresi gibi faktörlerin kullanıcı kontrolünde olması nedeniyle, standart bir banyo işleminin her zaman gerçekleştirilememesi ve buna bağlı olarak hata oranının artması manuel banyo tanklarının en büyük dezavantajlarındandır.

Bu sorunları ortadan kaldırmak amacıyla otomatik banyo makineleri geliştirilmiştir. Bu cihazların en önemli avantajı, tüm banyo işlemini (birinci banyo, ikinci banyo, yıkama, kurutma) daha kısa sürede (4-6 dk.) yapması ve standart bir banyo işlemini gerçekleştirebilmesidir.

Konvansiyonel periapikal radyografinin; filmin çekilmesi ve görüntü oluşması arasında geçen sürenin uzun olması, filmin netliğinin banyo işleminin kalitesine bağlı olması, radyasyon dozunun daha fazla olması ve elde edilen filmlerin arşivlenmesinin zorluğu gibi birtakım dezavantajları vardır. Radyasyon dozunu

azaltma düşüncesi ve elektronik ortamda saklanabilen hasta kayıt dosyaları oluşturulabilmesi amacıyla dijital radyografi cihazları piyasaya sürülmüştür (54, 55).

Dijital Radyografi

Radyografinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanıldığı 1896 yılından günümüze kadar geçen sürede, görüntü kalitesinin arttırılmasına ve radyasyon dozunun azaltılmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir. Zaman içerisinde, film teknolojisinde olan gelişmeler filmin hassasiyetini ve görüntü kalitesini artırırken, görüntü elde etme süresini kısaltmıştır. Dijital yöntem, geleneksel yöntemlerden ve uygulamalardan, ağız içine film yerine elektronik bir alıcının yerleştirilmesi ve bu alıcıya düşen radyasyonun, değiştirici elektronik devrelerle bir ekran üzerinde görüntüye dönüştürülmesi biçiminde farklılık gösterir (56).

Bilgisayar teknolojisinin gelişmeye başladığı 1940'lı yıllarda, bilimin birçok alanında olduğu gibi medikal alanda da dijital görüntüleme sistemlerinin ilk basamakları oluşmuştur. Dijital radyografilerin ilk aşamalarında, film kullanılarak elde edilen radyografilerin bilgisayar ortamında taranması ve görüntü elde edilmesi yoluna gidiliyordu. Bu iki aşamalı uygulama indirekt dijital radyografi olarak tanımlanır. 1960'larda, elektronik görüntü alıcılarının geliştirilmesi, direkt dijital radyografinin (DDR) ve bilgisayar destekli tanı yöntemlerinin (bilgisayarlı tomografi) gelişmesine olanak sağlamıştır. Tüm bu gelişmelerin ışığında konvansiyonel radyografi yöntemi yerini, dijital elektronik alıcıların kullanıldığı donanımlara bırakmaktadır (57).

Dijital radyografi, görüntü elde etme şekline göre indirekt, yarı direkt ve direkt dijital radyografi olarak üç ana bölümde incelenebilir.

İndirekt Dijital Radyografi

İndirekt dijital radyografi tekniğinde; konvansiyonel yolla analog formatta elde edilen röntgen görüntüleri, video kameralar, tambur şeklinde tarayıcılar, solid fazlı tarayıcılar, lazer tarayıcılar ve densitometreler aracılığıyla dijital formata dönüştürülür. Ancak bu işlem sırasında, filmde var olan bilgiler bir miktar değişir ya da kayba uğrar (58).

Yarı Direkt Dijital Radyografi

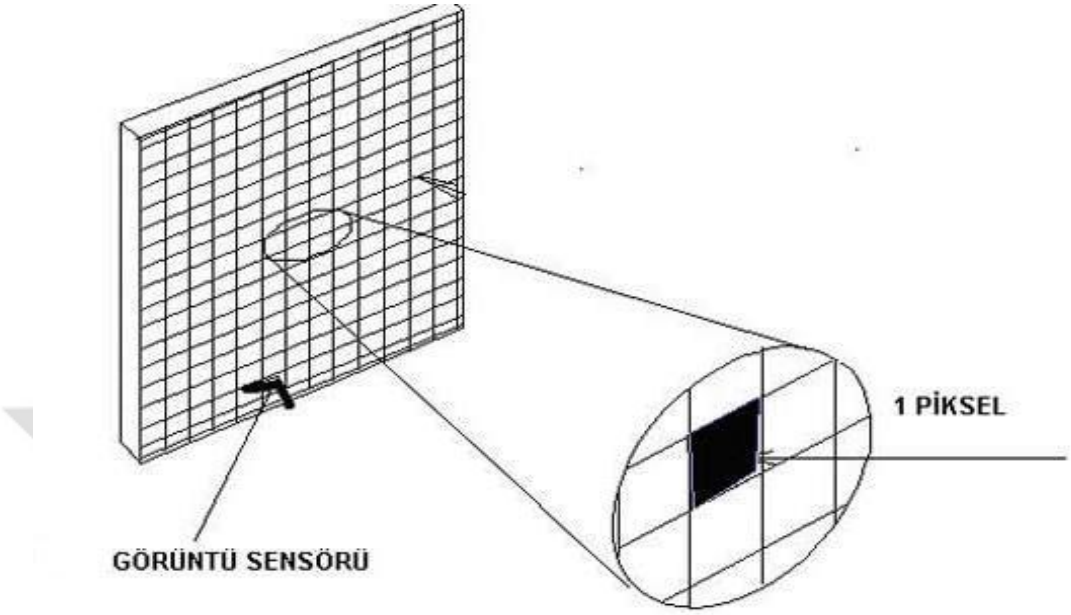
Bu sistemde**,** direkt görüntü plakları (fosfor luminesens plaklar) kullanılmaktadır. Fosfor plak sistemi (Photostimulable phospor luminescence), ilk olarak 1981 yılında Fuji firması (Tokyo, Japonya) tarafından piyasaya sürülmüştür(58).

Fosfor plaklar; x-ışını ile uyarıldığında oluşan foton enerjisini bünyesinde depolayan, kristal tuzları emülsiyonu ile kaplı polyester bir tabakadan oluşur. Bu kristal tuzları emülsiyonu, eforyum ile aktive edilmiş baryum-flor tuzlarının bileşiminden oluşur. Eforyum x-ışını ile uyarıldığında bünyesindeki (+) ya da (-) yüklü elektronlar, radyasyon enerjisini absorbe eder. Hapsedilmiş olarak kalan elektronların sayısı, röntgen ışınının dozuna bağlıdır ve bu aşamada latent (analog) bir görüntü oluşur. Görüntü plakları helyum-neon lazer tarayıcıdan geçirilir. Görüntü plakları helyum-neon lazer ışınları ile tarandığında, kristal tuzlarında depolanan foton enerjisi ışık enerjisine çevrilir. Fiber optikler ışığı fosfor plaklardan, ışık enerjisini depolayarak elektrik enerjisine çeviren bir tüpe iletir. Tüpün içinde bulunan kırmızı bir filtre, stimüle edilmiş ışığı emer ve geriye kalan yeşil ışık ise farklı voltajlara çevrilir. Tüpten çıkan voltajdaki bu farklılıklar, stimüle edilmiş ışığın yoğunluğundaki değişimlere benzer voltaj sinyali, analog dijital dönüştürücü (analog-digital converter) tarafından ölçülür, bilgisayara aktarılır ve dijital verilere çevrilerek görüntü oluşturulur. Direkt görüntü plaklarının en büyük avantajlarından biri kablosuz olmasıdır. Ayrıca esnek olmaları nedeniyle hasta ağzına yerleştirilmeleri kolaydır ve tekrar tekrar kullanılabilir. Görüntü plaklarının boyutları periapikal filmlere yakındır. Fosfor plaklar x-ışınına daha duyarlı olduğu için, ışınlanma süreleri konvansiyonel filmlere göre daha azdır (59, 60).

Direkt Dijital Radyografi

Direkt dijital radyografide, sensörün ışınlanması, verilerin analogtan dijitale dönüştürülmesi, bilgisayarda işlenmesi ve ekranda görülür hale getirilmesi sonucu görüntü oluşur. Direkt dijital radyografide filmin yerini elektronik sensör almıştır ve sensör sistemleri objeden (hastadan) geçen x-ışınlarının (foton) yoğunluğunu ölçerler. Bu ölçümler, satır ve sütunlardan oluşan iki boyutlu bir matris üzerinde yapılır. Bu matrisin her bir hücresine dijital görüntüyü oluşturan en küçük birim yani

"piksel" adı verilir. Diğer bir deyişle dijital görüntü, yatay ve dikey biçimde yan yana sıralanmış piksellerden oluşur. Her piksel, ışınlama sonrasında enerjinin depolandığı elektronlardan meydana gelir (57) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Her hücrenin bir piksel olarak ifade edildiği satır ve sütunlardan oluşan matris

Sensörden analog formda elde edilen veriler; bir analog-dijital dönüştürücü aracılığıyla dijital formda bilgisayara iletilir. Analog-dijital dönüştürücü, analog bir sinyali bilgisayarın tanıyabileceği sayısal bilgi (dijital sinyal) haline çeviren elektronik parçadır. Bilgisayar, verileri işlemek için ikili sayı sistemi kullanır. Yalnızca "0" ve "1" rakamlarından oluşan bu ikili sayı siteminde veriler 8 haneli bir sayıyla ifade edilir. Bu sayının her bir basamağı bit (binary digit) olarak ifade edilir. Basitçe, bir bitlik bir görüntü "1" ve "0" lardan oluşan (açık/kapalı) bir dizi pikselden oluşur ve elde edilen renkler yalnızca siyah ve beyaz olur. Sütunlar pikselin x koordinatlarını, satırlar ise y koordinatlarını gösterir. Her bir hücrenin değeri o hücrede temsil edilen pikselin grilik derecesini gösterir. Birbiri ardına dizili bu satırlardan elde edilen sayısal bilgiler, bilgisayar ekranının grilik derecesini gösterecek şekilde aktarılır. Günümüzde kullanılan dijital sensörler; 8, 10, 12 ya da 16 bit derinlikteki verileri tespit edebilir. Bit derinlikleri 2'nin üstleri şeklinde ifade edilir. Bunun anlamı dijital sensörün teorik olarak 256 (28) ile 65.536 (216) bit

arasındaki densite farklarını (grilik derecesi) tespit edebildiğidir. Foton yoğunluğu 0-256 gri derecelik bir ölçüm skalasında elektronik olarak ölçülür. Bu skaladaki 0 değeri, maksimum X ışını almış bölgeyi ifade eder. Başka bir deyişle 0 değeri görüntünün en siyah kısmını ifade ederken 256 değeri ise hiç ışın almamış bölgeyi yani görüntüdeki en radyoopak (beyaz) bölgeyi tanımlar. Dijital görüntünün oluşması için; röntgen cihazı, elektronik sensör, analog dijital dönüştürücü, bilgisayar ve yüksek çözünürlüklü bir monitör ve yazılım programına gereksinim vardır (Şekil 2.4) (57).

Şekil 2.4. Direkt dijital radyografinin bölümleri

Direkt dijital radyografinin en önemli özelliklerinden biri; elde edilen görüntü üzerinde görüntünün tanısal kapasitesini arttırmak ve incelenmesini kolaylaştırmak amacıyla değişiklik yapılabilmesidir. Görüntü iyileştirilmesi/geliştirilmesi olarak adlandırılan bu değişiklikler üretici firmalar tarafından bilgisayara yüklenen yazılım programlarıyla yapılabilir. Dijital görüntü sistemleriyle birlikte satılan yazılımların yanı sıra, piyasadan satın alınabilecek ya da internet üzerinden yüklenebilecek çeşitli grafik programları kullanılarak da görüntü iyileştirilmesi işlemi yapılabilir (61).

Günümüzde direkt dijital radyografik görüntüleme tekniklerinde, görüntü elde edebilmek amacıyla görüntü sensörü olarak bilinen solid state cihazlar kullanılmaktadır. Direkt dijital sensörler (alıcılar), Charge-coupling Device (CCD) ve Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS) olmak üzere iki tiptir. Bu sensörlerin görevleri aynı olmakla beraber, teknolojileri farklıdır (61).

1969 yılında keşfedilen CCD sensörler, günümüzde; televizyonlar, video kameralar, fotokopi makineleri, dijital fotoğraf makineleri ve astronomi bilimleri gibi endüstrinin birçok alanında sıklıkla kullanılmaktadır.

CCD sensörler, birçok silikon tabaka üzerinde sıralanmış ışığa veya x ışınına duyarlı piksellerden oluşur. Her piksel, ışınlama sonrasında oluşan enerjinin depolandığı elektronlardan meydan gelmektedir. Başka bir deyişle CCD sensörler çok miktarda fotoelektrik hücrelerden oluşur. Sensör ışınlandığında, bu fotoelektrik hücreler, x-ışınının enerjisi oranında elektrik sinyali üretir. Çipin köşesinde bir veya daha fazla çıkış amplifikatörü bulunmakta ve CCD'den gelen sinyali toplamaktadır. Charged-coupling işlemi her bir pikselde depolanan elektronların, monitör üzerinde görüntü oluşturmak amacıyla, belirli bir sırayla, okuyucu çıkış amplifikatörüne yani yükseltece aktarılması işlemidir (62). Her dizideki yük kendinden bir sonra gelen sıraya ait yüke bağlanmıştır, bu şekilde bir sıra aktarıldıktan sonra yerini hemen bir üstteki sıra doldurmaktadır. "Coupled" terimi bunu ifade etmektedir. Çıkış amplifikatörü bu elektrik yükünü voltaja dönüştürmektedir. Analog formda elde edilen bu veriler, analog-dijital dönüştürücü aracılığı ile dijital formata dönüştürülerek bilgisayara aktarılır ve görüntü oluşur (63).

Radyografik görüntülemede bir devrim yaratan ve sayısız avantajları bulunan CCD sensörlerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. CCD'ler gelen elektrik yükünü kayba uğramadan ve bozulmadan aktarabilmek amacıyla özel ve pahalı bir üretim sürecinden geçerler. Bu teknoloji herhangi bir ürünün ya da endüstri alanının yan kolu olarak değil sadece CCD üretiminde kullanılabilmektedir. Sensörlerde analog-dijital dönüşümden önce charge-coupling işlemi gerçekleşmesi gerektiğinden, yüksek miktarda enerji kullanılmaktadır. Ayrıca sensörün rijit yapısı ve elektrik kablosu, hasta ağzına yerleştirmede güçlüklere yol açmaktadır (64) .

CCD sensörlerin bu dezavantajlarını gidermek amacıyla yapılan çalışmalar sonrasında yarı iletken aktif piksel sensör görüntüleme sistemi (CMOS) geliştirilmiştir. CMOS sensörlerdeki her bir piksel içinde, aktif bir transistor bulunmaktadır. Işınlama sonrasında her bir piksel tek tek okunmakta ve USB kablosu ile bilgisayara aktarılırken ek şarj edilebilen bir batarya gerektirmemektedir. CMOS sensör teknolojisinde negatif ve pozitif polarite devreleri birlikte kullanılmaktadır. Belirli bir zamanda bu devrelerden sadece biri açık olabileceğinden daha az enerji gerektiren bir sistemdir. Analog-dijital dönüşümünden önce charged-coupling işlemi yoktur, her bir piksel için çıkış yükselteci mevcuttur. Elektrik devreleri CCD'de olduğu gibi çok sayıda değil tek bir çip üzerinde toplanabilmektedir. Tüm bunlar, görüntü elde edilirken gereken enerji miktarının CCD sensörlere göre 100 kat daha azalmasını sağlamıştır (64) .

CCD'lerin en önemli dezavantajlarından olan elektrik yükünün yarı iletken (silikon) bir madde aracılığıyla iletilmesi zorunluluğu CMOS teknolojisinde elimine edilmiş, bu şekilde sensörün ömrü ve güvenilirliği arttırılmıştır. Analog verinin dijitale dönüştürülme işleminin CMOS çip içinde gerçekleşmesi sistemin boyutu ve maliyetini düşürülmesini sağlar. CMOS sensörlerin daha az elektrik enerjisine ihtiyaç duymaları, radyo frekansı kullanılarak kablosuz sensör üretimini mümkün kılmıştır (64).

Direkt dijital sensörlerin boyutları firmadan firmaya farklılık göstermekle birlikte genellikle 3 farklı boyda üretilirler. "0" pediatrik periapikal, "1" periapikal ve pediatrik bitewing, "2" ise periapikal ve bitewing görüntüler için kullanılır. Sensörün x-ışınına duyarlı olan kısımlarının sensörün boyutlarından daha küçük olması nedeniyle, görüntülenebilen alan periapikal filmden daha azdır. Bu durum seri radyografi çekimlerinde daha fazla görüntü alınmasına neden olmaktadır (64).

Dijital görüntünün kalitesi ve netliği; çözünürlük, görüntüdeki kirlilik, sinyal-kirlilik/parazit oranı ve sensörün x-ışınına olan duyarlılığı gibi faktörlerden etkilenir (65). Dijital radyografideki kontrast çözünürlüğü, görüntüdeki piksel sayısı ile ifade edilir. Dijital görüntüdeki her piksel; eşdeğeri olan gri tona göre numaralandırılır. Buna göre her numara görüntü üzerinde o alana ait açıklık ve koyuluk derecesini tanımlar. Kullanılan grilik derecesi sayısı genellikle 256 tondan oluşmaktadır. Bilgisayarda her piksel bit olarak kodlanır. Günümüzde kullanılan dijital sensörler,

8-10-12 ya da 16 bit derinlikteki verileri tespit edebilir. Bununla birlikte sensörün tespit edebildiği görüntü farklılıklarının sayısının dışında bilgisayar ekranları yalnızca 8 bit'lik bir grilik derecesini ekrana getirebilir. Kontrast çözünürlüğünü sınırlandıran diğer önemli faktör ise insan gözüdür. Göz, ideal görme koşulları altında bile sadece 32 farklı gri tonu algılayabilmektedir. Gözümüzün algılayabildiği sınırları değerlendirerek düşündüğümüzde diş hekimliği pratiğinde kullanılan tüm ürünlerin çözünürlükleri yeterlidir denebilir (66).

Günümüzde kullanılan dijital radyografi sistemlerinin birçoğunun çözünürlüğü, periapikal filmlerin çözünürlük seviyesine ulaşabilmiş değildir. Son yıllardaki teknolojik gelişmelere bağlı olarak, çözünürlük değerleri periapikal filmlerden daha yüksek olan dijital radyografi sistemleri piyasaya sürülmektedir ancak; yapılan çalışmalar konvansiyonel ve dijital radyografiler arasındaki uzaysal çözünürlük farkının klinik açıdan o kadar da önemli olmadığını göstermektedir (67).

Görüntü üzerinde ilgilenilen alanın özeliklerini bozan herhangi bir durum, kirlilik-parazit olarak adlandırılır ve genellikle yüksek frekanslı kirlilik ve düşük frekanslı kirlilik olarak ortaya çıkar (57). Kirlilik-parazit, sensörlerin yakaladığı ışını doğru analiz edememesi ile ilgili bir durumdur ve seviyesi yükseldikçe, görüntü kalitesi düşer. Buna ek olarak sensörün x-ışınına karşı duyarlılığı arttıkça kirlilik miktarı da artar (57).

Direkt dijital radyografinin avantajları;

1. Radyasyon dozunun azlığı
2. Dijital görüntü üzerinde yapılabilen değişiklikler
3. Banyo işleminin ortadan kalkması
4. Görüntülerin kaydedilmesi, arşivlenmesi ve iletimi şeklinde sıralanabilir.

Dezavantajları ise;

1. Yüksek maliyet
2. Kullanılan sensörlerin görüntülenen alanı kısıtlayan boyutları
3. Çözünürlük
4. Görüntülerin bilgisayar ortamında kaybolma riski taşıması olarak sıralanabilir (7).

Radyografik Yöntemin Sınırlılıkları

Radyografik yöntemin en önemli dezavantajı üç boyutlu bir objenin iki boyutlu olarak görülmesine olanak tanımasıdır. Buna ek olarak; ışınlama süresi, anatomik komşuluklar, anatomik farklılıklar, çekim tekniği gibi faktörler hem konvansiyonel hem de dijital radyografilerin yorumlanmasını etkilemektedir. Konvansiyonel radyografinin dijital radyografiye göre en önemli dezavantajı, görüntü kalitesinin, kullanılan film tipi ve banyo işlemine bağımlı olmasıdır. Dijital radyografi bunları ortadan kaldıran bir teknik sunması nedeniyle olumlu özelliklere sahip olmasına rağmen anatomik engeller ya da çekim tekniklerinden kaynaklanan hatalar, hatalı radyografiler sonucu alınan radyasyon vb. sorunları aşamamaktadır(7).

Bu ve benzeri pek çok sorun kök kanal tedavisinde çalışma boyunun tespiti için hem konvansiyonel hem de dijital radyografinin yerine elektronik yöntemler kullanan cihazların araştırılıp geliştirilmesi gerekliliğini doğurmuştur (7).

2.9.5. Elektronik Yöntem

Endodontideki en önemli buluşlardan biri, kök kanalının sonlanma noktasını tespit etmek için geliştirilen ve üretilen elektronik aletlerdir. Radyasyonun zararlı etkileri, radyografik teknikle ilişkili olarak ortaya çıkan teknik sorunlar nedeniyle kanal boyunun elektronik olarak tespiti, diş hekimleri arasında popülaritesi giderek artan bir yöntemdir (7).

Çalışma uzunluğunun tespit etmek için elektronik bir metot ilk kez Custer (68) tarafından araştırılmıştır. Custer (68), apeksi çevreleyen dokuların elektrik iletkenliğinin, kanal içinin iletkenliğinden daha fazla olduğu gerçeğine dayanarak, elektrik iletimi yoluyla kök kanal boyunun tespit edilebileceği fikrini ortaya atmıştır. Custer (68), iletkenlik değerlerindeki bu farklılığın, kanal kuru ya da alkol gibi iletken olmayan bir sıvı ile dolu olduğunda, daha kolay tespit edilebildiğini bildirmiştir. Diğer bir deyişle; elektriksel direncin, foramen apikalenin yakınında kanalın koroner bölümüne göre çok daha az olduğunu bulmuştur. Bu yüzden Custer (68) oral mukozaya yerleştirdiği bir elektrot ve kök kanalına yerleştirdiği kanal aleti arasına bir voltaj uygulamış ve oluşan elektrik akımının değerini ölçerek foramen apikalenin yerini tespit etmiştir.

Suzuki'nin (69) oral mukoza ile periodontal ligament arasındaki elektrik direncini ölçen bir alet geliştirdiğini bildirdiği 1942 yılına kadar, Custer'in (68) buluşu pek ilgi görmemiştir. Suziki (69), köpek dişlerinde yaptığı çalışmasında; kanal içerisine yerleştirilen kanal aleti ile oral mukozaya yerleştirilen bir elektrot arasında elektriksel olarak 6,5 kΩ'luk bir direncin varlığını ve bu direncin ağız içinde her yerde sabit olduğunu keşfetmiştir.

Sunada (70) yaptığı çalışmalarda; hastaların yaşlarına ya da dişlerin tipine ve şekline bağlı olmaksızın, kanal aletinin ucu apikal forameni geçerek periodontal membrana ulaştığında, müköz membran ile periodonsiyum arasındaki elektrik direncinin yaklaşık 6,5 kΩ olduğunu tespit etmiştir.

Bu temel kurala dayanılarak, rezistans bazlı aletler, apikal foramende periodontal dokuyu tespit edebilmelidir (71). Elektronik cihazlarda rezistans ölçme fikri bir elektrik prensibi olan empedans ölçme fikrine yerini bırakmış ve empedans tip elektronik apeks bulucular kliniklerde daha verimli kullanılmaya başlanmıştır. Çok kısa bir süre sonra bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere bağlı olarak frekans tip ve orantı tip elektronik apeks bulucular diş hekimlerinin hizmetine sunulmuştur (5). Bu dört tip elektronik cihaz 1., 2., 3. ve 4. nesil apeks bulucu olarak da isimlendirilebilmektedir (5). Tablo 2.3'te klasik nesil sınıflandırması ve Tablo 2.4'te çalışma mekanizmalarına göre sınıflandırması gösterilmiştir.

Tablo 2.3. Elektronik apeks bulucuların nesil sınıflandırması

Nesil	**Ticari Adı**
1. Nesil (Rezistans Tip)	Root Canal Meter, Endodontic Meter, Endo Meter
2. Nesil (Empedans Tip)	Sono Explorer, Foramatron 4, Endocator
3. Nesil (Frekans Tip)	Root ZX, Apit, Justy II, Endy 5000, Apex Pointer
4. Nesil (Orantı Tip)	Elements Diagnostic Unit and Apex Locator, Bingo 1020, Raypex 4, AFA Apex Finder, Root ZX-II

Tablo 2.4. Elektronik apeks bulucuların mekanizma sınıflandırması

Mekanizma	**Ticari Adı**
Rezistans Tip	Endodontic Meter, Endometer Foramatron 4, Apex Finder
Düşük Frekanslı Titreşim Tip	Sono-Explorer Sono-Explorer Mark II
Kapasitans Tip	Endocater
Kapasitans ve Rezistans Tip	Elements Diagnostic Unit and Apex Locator
İki Frekanslı Empedans Farkı	Apit (Endex), Apex Pointer
İki Frekanslı Empedans Oranı	Root ZX, Justy II, Endy 5000, Bingo 1020
Multifrekanslı Empedans Oranlı	AFA Apex Finder, Ray-pex 4, Propex

Birinci Nesil Elektronik Apeks Bulucular (Rezistans Tip)

Sunada (70) tarafından ilk kez kullanılmaya başlanılan cihaz (Root Canal Meter, Onuki Medical Co, Tokio, Japan) oldukça basit tasarlanmıştır. Bu alet rezistans metodunu ve 150 Hz'lik aralıklı dalgalı alternatif akım kullanmaktaydı. Periodontal ligamentle oral mukoza arasında mevcut olan 6,5 kΩ'luk elektrik direnci, hastanın dudağına yerleştirilen negatif uç ile kök kanalındaki pozitif uç olan kanal aleti arasında ölçülmektedir. Kanal içindeki kanal aleti periodontal ligamente temas edince devre tamamlanmakta ve cihazın analog veya dijital göstergesi 6,5 kΩ'u göstermektedir. Bu okuma foramen apikale olarak değerlendirilmekte ve çalışma boyutu bu ölçüm ile hesaplanmaktadır. Ancak bu tip cihazlarla kanal içinde çok az miktarda sıvı (pü, aşırı kanama ya da pulpa dokusu) bulunsa bile apekse ulaşılmış gibi hatalı okumalar elde edilebilir (72-74).

Bundan başka, rezistans tip cihazların kullanımına başlamadan önce kök kanal çapı tahmin edilmeli ve kanala tam uyan bir kanal aleti seçilmelidir. Diğer bir sorun da her ölçüme başlamadan önce bu aletlerin kalibre edilmesi gerekliliğidir. Kalibrasyonda yapılacak hatalar, doğal olarak yanlış ölçümler verecektir. Açık apeks ve periodontal lezyonun bulunduğu dişlerde bu tip aletler yetersiz kalmaktadır. Bu aletler doğru akım ile çalıştıklarından, lokal anestezi altında bile olsa hastalar devreden geçen akımı sızlama şeklinde hissedebilmektedirler (75). Bu durumu engellemek amacıyla bazı değişiklikler yapılarak Endodontic Meter ve daha düşük akımla çalışan Endodontic Meter S II (Onuki Medical Co) piyasaya çıkarılmıştır(75).

Birinci jenerasyondaki diğer aletler Dentometer (Dahlin Electromedicine, Copenhagen, Denmark) ve Endo Radar (Elettronica Liarre, Imola, Italy) dır.

İkinci Nesil Elektronik Apeks Bulucular (Empedans Tip)

İkinci nesil apeks bulucular, kanaldaki lokalizasyonun ölçülmesinde rezistans yerine ölçülebilir değerleri kullanan tek frekanslı "empedans" tipindeydiler. Bu cihazlar rezistans tip cihazların dezavantajlarının üstesinden gelmeyi başarmış farklı prensipte çalışan aletlerdir. Diş apikalde koronalden daha büyük olan ve kök kanalının duvarından geçen giderek artan bir elektriksel empedans sergilemektedir(75).

İkinci nesil apeks bulucuların diğerlerinden farkı dudak klibi yerine elde tutulan bir parçanın olmasıdır. Bu özellik dudak klibinin tam temas etmemesinden kaynaklanan hataları engelleyeceği gibi enfeksiyon kontrolünde de önemli rol oynar. Diğer bir fark ise, kanal içinde çalışan kanal aleti yerine özel bir uç (Prob) kullanılmasıdır. Bu prob sadece uç kısmı açık kalacak şekilde plastik kaplamayla izole edilmiştir. Kanalın tamamen kuru olma zorunluluğunu ortadan kaldıran bu prob, nemli kanallarda avantaj sağlarken kalınlığı nedeniyle dar kanallarda ölçüm verememektedir. Bu cihazların da birinci nesil apeks bulucular gibi kullanılmadan önce kalibre edilmeleri gereklidir. Zayıflamış pil yanlış okumalara neden olabilir(75).

Inoue (76), 1972 yılında kanal aleti apekse ulaştığında, kullanıcıyı düşük frekanslı bir sesle uyaran ve alternatif akımla çalışan bir elektronik apeks bulucu geliştirdiğini açıklamıştır. Sono-Explorer (Hayashi Dental Supply, Tokio, Japan) adlı bu cihazın temel çalışma ilkesi; diş eti oluğu ve periodontal ligament arasındaki frekansın aynı değer olduğu varsayımına dayanır (77). Klemp diş eti oluğuna 0,5 mm girecek şekilde yerleştirilir, ardından kanal aleti ses elde edilinceye kadar kanalda ilerletilir. Kanal aleti periodontal ligamente ulaştığında aynı frekansta ses elde edilir. Bu cihazın en önemli dezavantajı, her kullanımda dişin periodontal sulkusunda kalibre edilmesi gerekliliğidir (77).

İkinci nesil elektronik apeks bulucu olarak sınıflandırılan diğer cihazlar; Endocater (Yamamura Seishokusku, Tokio, Japan), Apex Finder (Analytic

Tecnology, Redmond, WA), Digipex I II III (Mada Equipment Co, Carlstadt, NJ, ABD), Endo Analyser (Analytic / Endo, Orange, CA, ABD), Formation IV (Parkell Dental, Parmigdale, NY, USA) olarak sayılabilir.

Üçüncü Nesil Elektronik Apeks Bulucular (Frekans Tip)

Birinci ve ikinci nesil olarak da adlandırılan elektronik apeks buluculardaki en büyük eksiklik, kanalın elektrik ileten bir sıvı ile dolu ya da nemli olduğu durumlarda hatalı sonuçlar vermesiydi.

1990'ların başında, değişken kanal koşullarında daha doğru bir çalışma boyu ölçümüne olanak tanıyan yeni bir elektronik apeks bulucu geliştirilmiştir (78). Bu cihazlar, kullanılan iki farklı (1 kHz ve 5 kHz) dalga boyuna bağlı olarak dudak klibi ile kanal aleti arasındaki maksimum empedans farkı prensibine göre çalışmaktadır. Kanal aleti kanal içinde, apikale doğru ilerletildikçe empedans değerleri arasındaki fark açılmaya başlar ve apikal darlıkta en yüksek değere ulaşır. Cihaz bu değeri çalışma boyu olarak verir. 2 μA gibi çok küçük voltajda çalıştığı için hastada bir rahatsızlık yaratmaz. K tipi kanal aleti ile kullanılması avantajdır. En büyük avantajı ise, doku artıkları ve NaOCl gibi elektrik iletme özellikleri fazla olan sıvıların varlığında bile doğru ölçümler verebilmeleridir (75).

İlk üçüncü nesil elektronik apeks bulucu olarak da tanımlanan bu cihaz, Apit/Endex (Osada Electric Co, Tokyo, Japonya) adıyla piyasaya sürülmüştür (79). Üçüncü nesil olarak piyasaya sürülen diğer apex bulucular, Justy II (Hager & Werken, Duisburg, Almanya), Mark V Plus (Moyco/Union Broach, Bethpage, NY, ABD), Endy 5000 (Loser, Leverkusen, Almanya) ve Root ZX (J Morita, Tokio, Japan)'dır (75).

1991 yılında Kobayashi ve ark. (80) nemli ortamda kullanılabilen ve kendi kendini kalibre edebilen ilk modern elektronik apeks bulucu olan Root ZX (J Morita, Tokio, Japan)'i piyasaya sürmüşlerdir. "Root ZX" kanalın sonlanma noktasını tespit etmek için, aynı anda 0,4 ve 8 kHz'lik frekanslarda empedans değerlerini ölçerek birbirlerine oranlar. Kuvvetli mikro işlemcilere sahip olduğu, matematiksel oranlama ve algoritma hesabı yapabildiği için daha doğru sonuçlar verdiği ifade edilmektedir(5).

Dördüncü Nesil Elektronik Apeks Bulucular (Orantı Tip)

Prensip olarak cihaz, kanalda sıvı varken kanalın empedansı iki farklı dalga boyuna sahip iki elektriksel akımın anında ölçülmesi esasına göre çalışır. Birinci frekans (f1) (8 kHz) ve ikinci frekans (f2) (400 Hz) olarak adlandırılan bu dalgalardan f1 daha büyüktür. f1 için ölçülmüş empedans Z1, f2 için ölçülmüş empedans değeri de Z2 olarak adlandırılmaktadır. Z1 ile Z2 arasındaki oran kanal aletinin ucunun kanal içindeki yeri hakkında bilgi verir. Bu iki empedansın oranları ölçüldüğünde her zaman Z1 değeri Z2'den küçüktür, yani Z1 Z2 oranı 1'den azdır. Bu elektriksel ve kanal duvarının kapasitansına bağlı bir prensiptir. Kanal duvarı, foramen apikaleden daha düşük elektriksel kapasitansa sahip olduğu için kanal aletinin ucu foramen apikaleye az bir mesafede olduğu durumda iki empedans oranı çok yakındır. Ancak, oran kanal aleti apikal darlığa ulaşınca bir hayli düşmektedir. Bu yeni nesil cihaz da foramen apikale yakınlarındaki bu elektriksel değişimleri tespit edebilme prensibine göre çalışır (75).

1999 yılında; 400 Hz ve 8 kHz olmak üzere iki farklı frekans kullanan, ancak her defasında yalnızca tek bir frekanstan gelen sinyali değerlendiren, Bingo 1020 (Forum Engineering Tecnologies, Rishon Lezion, Israel) adı verilen elektronik apeks bulucu piyasaya sürülmüştür (71). Bu cihaz daha sonradan Dentsply tarafından Ray-Pex 4 (VDW, Münih, Almanya) olarak piyasaya sürülmüştür (5).

Elektronik apeks bulucuların doğruluğunu daha da arttırmak amacıyla çalışmalar yapılmaktadır ve bu alandaki çalışmalarla ikiden daha fazla frekans kullanarak empedans özelliğini ölçen cihazlar üretilmiştir. Dördüncü nesil elektronik apeks bulucular olarak da adlandırılan bu cihazlar Endo Analyzer 8005 (Analytic, Sybron Dental, Orange, CA), AFA Apex Finder (Analytic Tecnology, Redmond, WA), ProPex (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland), RayPex 4 (VDW, Munih, Germany) adlarıyla piyasaya sürülmüşlerdir. Bu cihazların işleyişi empedans oran-bazlı elektronik apeks buluculara benzerdir. Empedansın özellikleri olan kapasitans ve dirençteki ani değişiklikleri tespit etmek suretiyle, kanalın sonlanma noktasını belirlerler. Endo Analyzer 8005 ve AFA Apex Finder, beş frekans kullanırlar ve her frekansta empedansın her iki özelliğini de (faz ve büyüklük) ölçerler. Ölçülen bu değerler (faz ve büyüklük), apikal darlığın yerini tespit etmek için analiz edilir (81). ProPex, ikiden çok frekans kullanarak çalışma boyunu tespit

eder. En önemli özelliği, hesaplamayı sinyalin enerjisini kullanarak yapmasıdır. Diğer multifrekanslı elektronik apeks bulucular ise hesaplamayı sinyalin amplitüdünü kullanarak yaparlar. Üretici firma, enerji kullanarak yapılan ölçümün daha doğru olduğunu iddia etmektedir (82).

Elektronik Apeks Bulucuların Ölçüm Doğruluğunu Etkileyebilen Faktörler

Pulpa Vitalitesi

Çalışmaların çoğu pulpanın vitalitesinin, elektronik apeks bulucuların doğruluğu üzerinde etkisi olmadığını bildirmektedir (83, 84). Dunlap ve ark. (84), vital ve devital dişlerde "Root ZX" ile yapılan kanal boyu tespitlerini karşılaştırmışlar ve bulgular arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Akisue ve ark. (85), üçüncü nesil bir cihaz olan Elements Diagnostic Unit and Apex Locator kullanarak 236 nekrotik ve 58 vital pulpalı diş üzerinde yaptıkları çalışmalarında, kök kanal çalışma boyunun tespitinin doğruluğunda istatistiksel olarak önemli bir fark görmediklerini bildirmişlerdir.

Elektrik İleten Solüsyonlar

Jenkins ve ark. (86), in vitro ortamda, %5,25 NaOCl, RC Prep, EDTA, %3 H_2O_2 ve Peridex'in, Root ZX'in ölçüm doğruluğu üzerine etkileri olup olmadığı konusunda yaptıkları çalışmada; yıkama solüsyonunun ölçüm doğruluğu üzerine bir etkisi olmadığı sonucuna varmışlardır. Meares ve ark.'nın (87), NaOCl'nin farklı konsantrasyonlarının, Root ZX'in ölçüm doğruluğunu etkileyip etkilemediğini araştırdıkları bir çalışmaya göre, %2,625 ve %5,25'lik konsantrasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Prasad ve ark.'nın (88), 80 adet çekilmiş dişte uyguladıkları çalışmalarında, RootZX ve i-Root cihazlarının doğruluğunun, %0,9 salin, %3'lük NaOCl, %2 CHX ve %17'lik EDTA varlığından etkilenmediğini ve güvenli bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Apikal Foramenin Çapı

Elektronik apeks bulucular ile çalışma boyu tespiti yapılırken foramen apikalenin çapının ölçüm doğruluğu üzerine etkisi konusundaki genel kanı, kanal aletinin çapının kanal boyu ölçüm cihazlarının doğruluğunu etkilemediği yönündedir. Kim ve ark. (89), farklı diş gruplarında apeks bulucu ile yaptıkları ölçümlerde

foramenin çapına uygun olarak 25 no'lu kanal aletinden büyük ve küçük kanal aletleri kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, kanal boyu tespitinde 25 no'lu kanal aletinden daha küçük veya büyük çaplarda kanal aleti kullanımı arasında, ölçüm sonuçlarının doğruluğu açısından herhangi bir farklılık yoktur. Bununla birlikte, Herrera ve ark. (90) tarafından yapılan bir çalışmada kanal aletinin çapının başka bir deyişle apikalde sıkışan bir kanal aleti kullanımının Root ZX' in ölçüm doğruluğunu etkilediği bulunmuştur. Akisue ve ark.'nın (91), çeşitli apikal foramen çaplarının taklit edildiği çekilmiş dişler üzerinde MiniApex, RootZX II, iPex, Propex II ve Elements Apex Locator kullanılarak çalışma boyu doğruluğunun incelendiği çalışmalarında, Propex II ve iPex'in, foramenin çapı arttıkça gösterdikleri doğruluğun azaldığı bildirilmiştir.

Apikal Kök Rezorpsiyonu

Kökü çevreleyen periodontal dokuların ve apikal darlığın yıkıma uğradığı inflamatuvar kök rezorpsiyonu olgularında, elektronik apeks bulucuların kullanımı tartışmalı bir konudur. Tosun ve ark. (92), rezorbe kök kanallarında Root ZX ve Tri Auto ZX' in ± 0,5 mm mesafedeki başarısını %83,33 ve %89,47 bulurken; ± 1 mm'de ise; sırasıyla %98,95 ve %100 bulmuşlardır. Bodur ve ark. (93), kök rezorpsiyonu bulunan süt dişlerinde, Root ZX ve Endex'i değerlendirdikleri çalışmalarında ± 0,5 mm ve ± 1 mm mesafelerde Root ZX'i sırasıyla %25,8 ve %63,4; Endex'i ise %21,5 ve %48,4 oranlarında başarılı bulmuşlardır. Saraswathi ve ark. (94), 40 adet maksiller santral kesici diş üzerinde, RayPex ve Apex NRG XFR elektronik apeks bulucuları kullanılarak apikal rezorpsiyon taklit edilmeden ve in vitro olarak apikal rezorpsiyon oluşturularak çalışma boyunun doğruluğunu karşılaştırmışlar, her iki cihazın da %100 doğrulukta olmadığını bildirmişlerdir.

2.9.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)

Radyografik muayene, genel tanı ve tedavi planlama sürecinin önemli bir bileşenidir. Yıllardır periapikal ve panoramik görüntüleme yöntemleri değerli bilgiler sağlasa da bu görüntüleme yöntemleri kendilerine özgü iki boyutlu doğaları ile sınırlıdır. Bitişik yapılardan gelen süperpozisyonlar, potansiyel olarak anatomik varyasyonları veya patolojik lezyonları maskeleyebilir. 1972 yılında, bilgisayarlı

tomografi (BT) lerin tanıtılması ile birlikte, anatomik yapıların ve birbirleriyle olan ilişkilerinin üç boyutlu olarak görüntülenmesi mümkün olmuştur (95).

Geleneksel radyografilerde elde edilen 2 boyutlu görüntülerde anatomik yapıların birbirlerini maskeleyerek süperpozisyona neden olması, ilişkilerinin 3 boyutlu olarak değerlendirilebilmeleri için birden fazla açılı radyografiye ihtiyaç duyulması, açı sapmalarına bağlı olarak oluşan boyutsal ve niteliksel değişim gibi dezavantajların BT'nin sunduğu 3 boyutlu görüntülerde oluşmaması, BT'lerin tıbbın tüm alanlarında teşhis ve tedavi planlamasında önemli bir yer edinmesine neden olmuştur. Başlangıçta sadece baş bölgesinin görüntülenmesinde kullanılan BT ile daha sonra tüm vücudun görüntülenmesi mümkün hale gelmiştir (95).

BT ile yumuşak doku ve kemik dokular 3 boyutlu olarak görüntülenebildiğinden, ilgilenilen bölge dışındaki dokuların süperpozisyonları engellenerek dokular arasındaki farklılıkları %1'den daha az kontrast değişikliğiyle veren yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilebilmektedir (96). Bu görüntülerin, bilgisayarda özel yazılımlar kullanılarak aksiyal, sagittal ve koronal olmak üzere farklı düzlemlerde 3 boyutlu olarak değerlendirilmesi mümkün olmaktadır.

BT'nin diş hekimliği alanında kullanımını sınırlayan çeşitli dezavantajları nedeniyle Mozzo ve ark. (97) 1998 yılında, çalışma prensipleri BT'ye göre farklılık gösteren CBCT (Cone Beam Computed Tomography; Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)'lerin maksillofasial görüntüleme amaçlı kullanımını gündeme getirmiştir. CBCT, adını BT'de kullanılan fan (yelpaze) şeklindeki X ışını demeti yerine bu sistemde kullanılan konik şekilli X ışını demetinden almaktadır.

Diş hekimliğinde CBCT, konvansiyonel radyografik tekniklerin bu temel sınırlamasını aşan bir tanı aracı sağlamıştır. Son 15 yılda, CBCT teknolojisi klinisyenlerin dişlerin ve kraniyofasiyal kemiklerin göreceli olarak düşük radyasyon dozlarıyla yüksek çözünürlükte görüntülerini almasını sağlamak için hızla büyümüştür.

CBCT görüntüleme, endodontik tanı ve tedavi planlaması, implant tedavi planlaması, cerrahi ve ortodontik tedavi planlaması, paranazal sinüslerin değerlendirilmesi, temporomandibular eklemler, intraosseöz patolojiler vb. çeşitli dento-maksillofasiyal tanı alanlarında uygulamalara sahiptir (98).

CBCT'nin Temel Prensipleri

Bilgisayarlı tomografi (BT), vücudun kesit görüntülerini oluşturmak için kullanılan bir radyografik yöntemdir. Bu teknikte, bir x-ışını kaynağı ve bir radyasyon dedektörü dizisi, hastanın etrafında dönerek, dönme yayı boyunca yüzlerce farklı açıda iki boyutlu projeksiyonları (görüntüleri) sırayla yapar. Her bir açıda, oluşan projeksiyonlar, X ışınının yolu boyunca bulunan nesneler tarafından zayıflatıldığı bir x-ışını haritası olarak görünür. Bu zayıflama verisine, görüntülenen hacim içindeki yapıların konumlarını uzamsal olarak yeniden oluşturmak için karmaşık matematiksel algoritmalar uygulanır (98).

X-Işını Kaynağı ve Işınlama Ayarları

Tüm x-ray tabanlı görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi, bir x-ışını tüpü radyasyon kaynağı olarak görev yapar. CBCT birimlerinde kullanılan X-ışını tüpleri, sabit veya dönen anotlara sahip olabilir. Çoğu CBCT ünitesi, operatörün x-ışını tüp voltajını (pik kilovoltage, kVp) ve / veya tüp akımını (miliamper, mA) ayarlamasına izin verir. Diğer radyografik tekniklere benzer şekilde, kVp ve mA; her hasta için, görüntülenecek yapıların yoğunluğu ve hastanın vücut büyüklüğü dikkate alınarak ideal olarak ayarlanmalıdır. Bu, hastanın radyasyon maruziyetini en aza indirirken, tanısal olarak en iyi radyografik görüntü oluşturmak için önemlidir (98).

İmaj (Radyasyon) Dedektörü

X-ışını kaynağı dedektör tertibatının dönüşü sırasında, görüntü dedektörü, iki boyutlu bir x-ışını iletim görüntüsü veya bir temel projeksiyon üretmek için x-ışını fotonlarını yakalar. Farklı dönme açılarında elde edilen temel projeksiyonlar, BT rekonstrüksiyonu için ham verileri oluşturmaktadır (98).

Temel İzdüşüm Sayısı

CBCT görüntülemede ilk adım, hastanın etrafındaki röntgen kaynağı dedektör tertibatının dönüşü sırasında iki boyutlu görüntülerin elde edilmesidir. Edinilen temel projeksiyonların sayısı CBCT birimleri arasında farklılık gösterir ve kare hızında, dönme zamanı ve dönme yayının genişliği noktasında değişir. Genel olarak, daha yüksek sayıda temel projeksiyonla elde edilen bir CBCT taraması, daha yüksek bir uzamsal ve kontrast çözünürlüğüne sahip bir görüntü üretir. Bununla birlikte, daha fazla sayıda görüntü ile hastaya gelen radyasyon dozu yükselir (98).

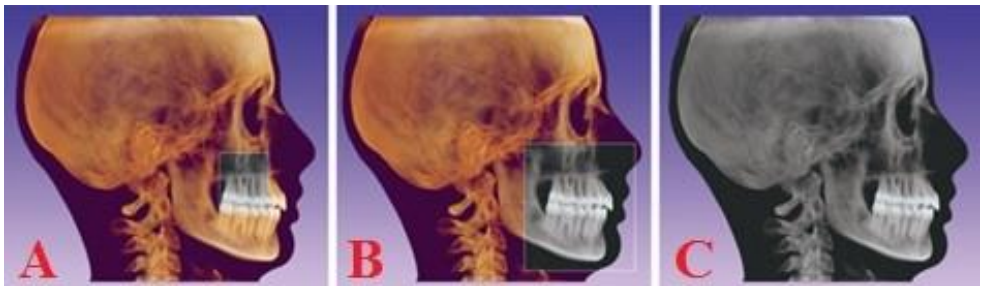
Rotasyon Arkının Kapsamı (180º ve 360º)

Birçok CBCT biriminde, temel projeksiyonlar hastanın kafasının etrafında 360° bir dönüş sırasında elde edilir. Bazı CBCT birimleri için, x-ışını kaynaklı kaynak düzeneği, hasta etrafında yaklaşık 180° döner. Bazı çok yönlü ünitelerde, operatör dönme yayının uzunluğunu (180° ya da 360°) ayarlayabilir. Kısmi bir ark kullanıldığında, daha az temel projeksiyon elde edilir. Bu sadece hastanın radyasyon maruziyetini azaltmakla kalmaz, aynı zamanda tarama süresini ve böylece hastanın hareketine bağlı artefaktlar azaltır (98). Kısmi ark görüntüleme, daha düşük uzamsal ve kontrast çözünürlüğü olan bir CBCT taraması sağlar (99).

Field of View (FOV)

En basit tabiriyle görüş alanı olarak adlandırılan FOV, CBCT için optimize edilmesi gereken kritik bir radyografik görüntüleme parametresidir. Özel bir FOV seçerken, CBCT birimi x-ışınını önceden belirlenmiş bir görüntü hacmi boyutuna aktarır. Resmi tanımlamalar olmamasına rağmen, FOV kategorilere ayrılmıştır; bu kategoriler büyük (A:15 cm'den fazla), orta (B: yaklaşık 8–15 cm) veya sınırlı, küçük (C:8 cm'den küçük çap) olmak üzere Şekil 2.5'te gösterilmiştir.

Genel bir kural olarak, teşhis için yeterli anatomik kapsama alanı sağlayan en küçük FOV seçilmelidir. Bazı temel CBCT birimlerinde FOV sabitlenmiştir ve operatör tarafından değiştirilemez. Çoğu CBCT birimi çok yönlüdür ve FOV sınırlıdan orta ile büyük FOV kapsama alanına kadar seçilebilir (98).



Şekil 2.5. Farklı FOV aralıklarının yaklaşık olarak kapladığı anatomik alanın şematik olarak görüntülenmesi (A) Küçük FOV, (B) Orta FOV ve (C) Büyük FOV

Uygun FOV'un seçimi anatomik alan kapsamını belirlemesi, görüntü kalitesini ve hasta radyasyon dozunu etkilemesi açısından özellikle önemlidir. Çoğu endodontik tanı görevi için, sınırlı bir FOV taraması muhtemelen yeterli anatomik kapsama sağlar (98).

Voksel Genişliği

Bir CBCT görüntü hacmindeki en küçük üç boyutlu veri birimi vokseldir. Voksel boyutu, mevcut CBCT sistemlerinde 0,07 ile 0,4 mm arasında değişen dedektör piksellerinin boyutuna bağlıdır. Genel olarak, daha küçük bir piksel boyutuyla elde edilen bir CBCT taraması, daha yüksek bir uzamsal çözünürlüğe sahip bir görüntü üretir. Bununla birlikte, dedektör piksel büyüklüğü görüntü çözünürlüğünün tek belirleyicisi değildir.

Birçok CBCT biriminde voksel boyutu, belirli bir FOV için önceden belirlenir. Tipik olarak, daha küçük FOV'ler daha küçük bir piksel boyutu kullanılarak görüntülenmektedir. Bazı CBCT birimlerinde, operatör belirli bir FOV için piksel boyutunu değiştirebilir. Bu protokoller için, daha küçük piksel boyutu ya temel projeksiyonlarının sayısının arttırılması ya da radyasyona maruz kalma faktörlerinin arttırılması ile gerçekleştirilir. Klinisyenler, bu protokollerin standart protokolle karşılaştırıldığında daha yüksek bir radyasyon maruziyeti neden olacağını bilmelidir (98).

CBCT'nin Endodontik Uygulama Alanları

Endodontide, ilgi alanı sınırlıdır ve bu alanın kapsamı (FOV) görüntüleme öncesinde belirlenir. Çoğu endodontik uygulama için, orta veya büyük FOV yerine limitli/küçük FOV CBCT tercih edilir çünkü böylece hastaya daha az radyasyon dozu ulaşır, daha yüksek uzamsal çözünürlük ile daha küçük hacimler yorumlanabilir(100).

Teşhis

Öneri: Endodontik hastanın değerlendirilmesi için görüntüleme yöntemi olarak intraoral radyograflar düşünülmelidir.

Öneri: Daha önceden endodontik olarak tedavi edilmiş ya da hiç tedavi edilmemiş, çelişkili ya da spesifik olmayan klinik bulgular gösteren hastalarda endodontik teşhis için limitli FOV kullanılan CBCT düşünülmelidir.

Başlangıç Tedavisi

<u>İşlem Öncesi</u>

Öneri: Potansiyel ekstra kanal bulunan ve kompleks morfolojisi olduğundan şüphelenilen mandibular anterior, maksiller ve mandibular premolar ve molar gibi

dişler ve dental anomalileri olan dişlerin başlangıç tedavisi için limitli FOV kullanılan CBCT düşünülmelidir.

İşlem İçi

Öneri: Eğer işlem öncesi CBCT alınmadıysa, kalsifiye kanalların lokalizasyonu ve işlem içinde gereken tanımlamalar için limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir.

İşlem Sonrası

Öneri: Acil işlem sonrası görüntüleme gerekliliğinde intraoral radyograflar düşünülmelidir.

Cerrahi Olmayan Retreatment

Öneri: Eğer klinik muayene ve 2D intraoral radyografi vertikal kök kırığını tespit etmede yetersizse limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir.

Öneri: Önceki endodontik tedavi ile iyileşmemiş dişlerin cerrahi, cerrahi olmayan tedaviler ya da ekstraksiyon gibi ileri tedavilere ihtiyacı olup olmadığının değerlendirilmesi için limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir.

Öneri: Perforasyon tamiri, kırık alet ve taşkın kanal dolgusu gibi kök kanal tedavisi komplikasyonlarının değerlendirilmesi amacıyla limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir.

Endodontik Cerrahi

Öneri: Tedavi öncesi planlamada apeks/apekslerin lokalizasyon tespiti ve anatomik yapıların yakınlık ve komşuluklarının değerlendirilmesi amacıyla limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir (100).

Özel Durumlar

İmplant Yerleştirilmesi

Öneri: Cerrahi olarak implant yerleştirilmesi amacıyla limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir (101).

Travmatik Yaralanmalar

Öneri: Sınırlı dentoalveoler travma, kök kırıkları, lüksasyon ve/veya diş deplasmanları, lokalize alveoler kırıklar, diğer maksillofasiyal ya da yumuşak doku

yaralanmaları gibi ileri görüntüleme teknikleri gerektiren durumlarda limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir (102).

Rezorptif Defektler

Öneri: Uygun tedavi ve prognozun sağlanabilmesi ve eksternal ve internal rezorpsiyonların lokalizasyon ve ayırıcı tanılarının tespiti amacıyla limitli FOV kullanan CBCT düşünülmelidir (103, 104).

Bu çalışmamızda süt dişi kök kanal tedavilerinde EAB'ler, RVG ve CBCT kullanılarak yapılan çalışma boyu belirlenmesi işlemlerinin başarılarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızın sıfır hipotezleri:

-Süt azı dişlerinde çalışma boyu belirlenmesinde, elektronik yöntem (EAB'ler) ve radyografik yöntem (CBCT ve RVG) doğruluğunun arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı,

-Çalışma boyu belirlenmesinde, kök rezorpsiyonu varlığının ölçüm yönteminin doğruluğu ile ilişkili olmadığıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar ve Etik Kurulundan 08.11.2017 tarih ve 2017-11/04 numaralı kararı ile onaylandı.

Çalışmamızın tüm deney aşamaları Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı laboratuvarlarında ve Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Çalışma Modeli ve Örneklem Büyüklüğü Saptanması

Bu çalışma, çekilmiş insan dişleri üzerinde uygulanan in vitro bir çalışmadır. Çalışmaya dahil edilecek dişlerin sayısının saptanması işleminde $\alpha= 0,05$, $\beta= 0,20$, $(1-\beta) = 0,80$ alındığında toplamda 40 diş örnek kullanılmasına karar verildi ve testin gücü $p=0,80344$ bulundu. Örneklem büyüklüğü saptama işlemi PASS (NCSS, Kaysville, UT) kullanılarak yapıldı.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çürük veya ortodontik amaçla çekilmiş olan alt ve üst, 1. ve 2. süt azı insan dişleri Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı, Ağız Diş Çene Cerrahisi ve Hastalıkları Anabilim Dalı'ndan toplandı.

3.2.1. Dişlerin Dahil Edilme ve Hariç Tutulma Kriterleri

Toplanan dişler, bakteriyel kontaminasyonu önlemek amacıyla +4°C' de ve %0,02 sodyum azid içeren serum fizyolojik içerisinde, çekim sonrası maksimum 1 ay içinde kullanılacak şekilde saklandı (Şekil 3.1). Toplanan dişlerin tüm kökleri, mesiodistal ve bukkolingual yönde 65 kVp, 8 mA ve 0,1 sn ile periapikal radyografileri (XMIND AC, ACTEON®) alınarak ve operasyon mikroskobu altında incelenerek seçilen dişlerin rezorpsiyon derecesi, kanal obliterasyonu ve pulpal kalsifikasyon yönünden görsel değerlendirilmesi yapıldı. Ayrıca, kök boyunun nicel olarak belirlenebilmesi amacıyla da mine-sement sınırı ile rezorpsiyonun başladığı gözlenen ilk nokta arası mesafe dijital kumpas yardımıyla ölçülerek kök boyunun rezorpsiyondan etkilenmiş kısmının, kökün tamamının %33'ünü geçmeyecek seviyede olan köklerin belirlenmesi sağlandı.

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler

Dişlerin Dahil Edilme Kriterleri

1. Moorrees (105) tarafından yapılan kök rezorpsiyon skalasına göre incelenen kökün Res_i (Kök rezorpsiyonu başlamamış) veya $Res_{1/4}$ (Kök rezorpsiyonu henüz başlamış) olması ve Kramer ve Ireland'ın (39) tablosuna göre rezorpsiyon düzeyinin 1/3 kök boyunu (kök boyunun rezorpsiyondan etkilenmiş kısmının kökün tamamının %33'ünü) geçmemiş olması

2. Kanalların normal anatomi göstermesi, kanal obliterasyonu ve kalsifikasyonu göstermemesi

3. Önceden kök kanal tedavisi görmemiş olması

4. Önceden restorasyon yapılmamış olması ve kron harabiyetinin fazla olmaması

5. Kök yüzeyinde perforasyon, kırık olmamasıdır.

Dişlerin Hariç Edilme Kriterleri

1. Kök kanallarının ileri derecede rezorpsiyon göstermesi veya kök yüzeyinde kırık olması

2. Geniş koronal harabiyet göstermesi veya önceden kanal tedavisi görmesi

3. Kök kanallarında kalsifikasyon ve obliterasyon göstermesidir.

3.2.2. Dişlerin Mekanik Preparasyonu

Çalışmaya dahil edilen dişlerin belirlenmesi sonrasında periodontal küretle dişlerin kök yüzeylerindeki artık ve debrislerin uzaklaştırılması işlemi gerçekleştirildi. Kök yüzeyindeki organik yapıların uzaklaştırılması için %5,25'lik NaOCI içerisinde bir saat bekletildi ve en son serum fizyolojik ile yıkandı.

Başlangıç Preparasyonu ve Gerçek Kanal Uzunluklarının Tespiti

Çalışmada kullanılacak dişlere standart giriş kaviteleri açıldı ve dişlerin boylarının standardizasyon işlemi için elmas separe (Drendel+Zweiling, Berlin, Almanya) yardımıyla su soğutması altında koronal kısım mine sement sınırına kadar kesildi. 15 numaralı K tipi eğenin (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ucu apikalden gözle görülene kadar hafifçe ilerletildi ve gözle görüldükten hemen sonra yavaşça geriye çekildi. Bu işlem sırasında x6 büyütmeli mikroskop kullanıldı. Bu aşamada eğenin stoperinin koronal yüzeye temas ettiği kısımda elmas separe kullanılarak dentin yüzeyinde eğenin oturabileceği oluklar açıldı, böylece hem gerçek kök kanal uzunluğunun tespiti yapılırken koronal referans noktasının değişmesi ihtimali ortadan kaldırıldı hem de ilerideki çalışma boyu ölçümleri için de aynı referans noktasının kullanılabilirliği sağlandı. Daha sonra stoperin en alt kısmı ile eğenin uç kısmı arasındaki fark ölçülüp kanal boyu tespiti yapıldı. Bu ölçümler kök kanalının toplam uzunluğu olarak kabul edildi ve ölçümlerden 1 mm çıkarılarak elde edilen değerler gerçek uzunluk olarak kaydedildi.

3.3.Çalışma Boyu Ölçümleri

3.3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmanın bu aşamasında, preparasyon işlemi ve gerçek kök kanal uzunluk ölçümleri tamamlanmış toplam 40 adet dişten, kök rezorpsiyonu içeren 20 tanesi ve kök rezorpsiyonu içermeyen 20 tanesi, rastgele seçim yapılarak iki ana deney grubuna (n=20) ayrıldı. Çalışmamızda kullandığımız çalışma boyu tespit yöntemleri her bir diş için geçerli olacak şekilde gruplara ayrıldı (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışma kapsamında oluşturulan gruplar

GRUPLAR	ÖLÇÜM
Grup 1	Gerçek kanal uzunlukları
Grup 2	COXO C Smart-1 Pro elektronik apeks bulucu ile yapılan ölçümler
Grup 3	iPex elektronik apeks bulucu ile yapılan ölçümler
Grup 4	Apex ID elektronik apeks bulucu ile yapılan ölçümler
Grup 5	CBCT ile yapılan ölçümler
Grup 6	RVG ile yapılan ölçümler

Tüm bu işlemler arasında ve deney tamamlanana kadar dişler, kuruma ve kırılma riskinden kaçınmak amacıyla, her bir diş bir deney tüpünün içinde olacak şekilde distile suda muhafaza edildi.

Dişlerin gerçek kanal uzunlukları (Grup 1) ölçüldükten sonra EAB ölçümleri, RVG ve CBCT ile ölçümler yapıldı.

Elektronik Apeks Bulucu İle Çalışma Boyu Ölçümü (Grup 2, 3 ve 4)

Çalışmamızda, multifrekanslı empedans oranı prensibine göre çalışan COXO C Smart-1 Pro (Foshan Coxo Medical Instrument Co.,Ltd, China), iPex (Nakanishi Inc., Japan), Apex ID™ (Kerr Corporation,1717 West Collins Orange, CA, USA) EAB'leri kullanıldı (Şekil 3.2). Elektronik ölçümler, aljinat içeren bir model yardımıyla gerçekleştirildi. Bütün ölçümler, aljinatın nemli kalabilmesi ve ölçümlerin doğru yapılabilmesi için modelin hazırlanmasından sonraki 2 sa içerisinde yapıldı. Elektronik ölçüm öncesi kök kanalları %2,5'luk NaOCl solüsyonu ile yıkandı. Artık solüsyon pulpa odasına yerleştirilen pamuk pelet yardımıyla uzaklaştırıldı.

Ölçümlerde kullanılan 15 numara K-file eğe, apeks bulucunun ekranında apeks sinyali alınana kadar kanal içerisinde dikkatlice ilerletildi. Silikon stoper referans yüzeyine sabitlendikten sonra eğe kanaldan çıkarıldı ve stoper ile eğenin ucu arasındaki mesafe bir endoblok yardımıyla ölçüldü.

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan elektronik apeks bulucular

Ölçümler, eğenin ekranda 0.0 noktasında 5 saniye boyunca sabit kaldığı durumlarda geçerli sayıldı, aksi takdirde değerler elektronik apeks bulucunun sabit bir okuma sağlama yetersizliğinden dolayı dahil edilmedi.

Ölçümler 2 kez tekrarlandı, ölçümlerden 1 mm çıkartılarak her diş için elektronik kanal boyu tespit edildi. Her iki ana grup içindeki her diş ve her elektronik apeks bulucu için bu ölçümlerin ortalamaları hesaplanarak kaydedildi.

CBCT İle Çalışma Boyu Ölçümü (Grup 5)

CBCT çekimleri için her bir örnek, Kamburoğlu ve ark.'nın (106) uyguladığı protokole uygun olarak boş bir kuru mandibulanın sağ ve sol premolar ve molar diş soketlerine yerleştirildi. Bu kuru mandibula, yumuşak doku taklidi yapan bir materyal olarak 1,5 cm kalınlığında kırmızı polisaj mumu ile kaplandı (Şekil 3.3).

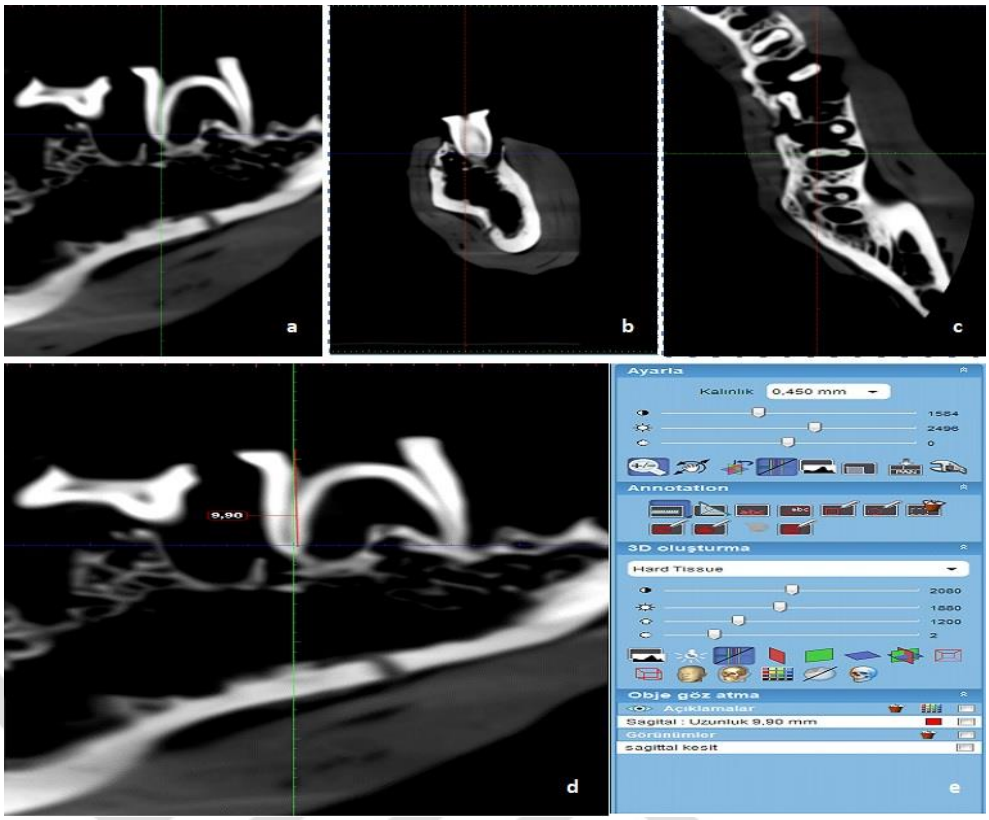
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan kırmızı modelaj mumuyla kaplanmış kuru mandibula

Görüntülemeler, Planmeca Romexis Promax 3D Mid Proface (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) marka CBCT cihazı ile yapıldı. Örneklerin yerleştirildiği kuru mandibula etrafında, 360°'lik tek bir rotasyon gerçekleştiren ışınlama esnasında, sagittal ve vertikal düzlemler yere dik, okluzal düzlem yere paralel olarak pozisyonlandırma yapıldı. Görüntü boyutu Ø10,0 x 10,0 cm (668 x 668 x 668), voksel boyutu 150 µm, kesit kalınlığı 0,45 mm iken mandibulanın tümünü içeren endo çekim modu (90kVp, 10 mA, 12 sn) kullanıldı.

Çalışmaya dahil edilen CBCT görüntülerinin değerlendirilmesine geçilmeden önce, değerlendirmeyi yapacak olan pedodontistin bu konuda tecrübeli olan bir radyolog ile kalibre olması amacıyla, bu iki araştırmacı çalışma dışında tutulan CBCT görüntülerini ayrı ayrı değerlendirdi, ardından sonuçlar karşılaştırıldı. Yapılan değerlendirmelerde fikir birliği olmadığı durumlarda ortak bir karara ulaşılabilmesi amacıyla iki araştırmacı CBCT görüntülerini bu kez beraber değerlendirdi ve ortak bir karara varılıncaya kadar incelemeye devam edildi. Böylece iki araştırmacının birbirleriyle kalibre olmaları sağlandı.

Görüntüler, Planmeca Romexis Viewer (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) yazılım programıyla değerlendirildi ve taşınabilir bilgisayara aktarıldı. CBCT görüntülerine ait aksiyal kesitler üzerinde her bir kök, mine-sement birleşiminden apikale doğru takip edildi ve kökün gözlendiği son nokta kaydedildi. Tek bir kök üzerinde iki farklı kanal bulunduğu durumlarda bu son nokta ayrı ayrı belirlendi. Buna karşın, tek bir kök üzerindeki iki ayrı kanalın aynı son noktaya sahip olduğu durumlarda, bu iki kanal için tek bir son nokta belirlendi. Aksiyal kesit üzerinde belirlenen son nokta, daha sonra sagittal kesit üzerinde saptanarak doğrulanmış ve konumu mm olarak kaydedilmiştir. Sagittal, koronal ve aksiyal düzlemde her bir kök kanalının en uygun görüntüsü elde edildiğinde, son noktanın (minör foramen) her bir düzlemdeki görüntüleri arasında çapraz kontroller yapıldıktan sonra yazılım programının ölçüm cetveli özelliği kullanılarak kanal boylarının ölçümü yapıldı (Şekil 3.4).

Ölçümler 2 kez tekrarlandı ve ortalama değerler hesaplandı. Her bir ana grup ve örnek için ayrı dosyalar hazırlanarak ölçümler kaydedildi. Hesaplama sonucu elde edilen sayıdan 1 mm çıkartılarak her diş için, CBCT uzunlukları tespit edildi.



Şekil 3.4. CBCT görüntülerinden elde edilen çalışma boyu ölçümü a) Sagittal kesit b) Aksiyel kesit c) Koronal kesit d) Cetvel özelliği ile yapılan ölçüm e) Ölçüm arayüzü

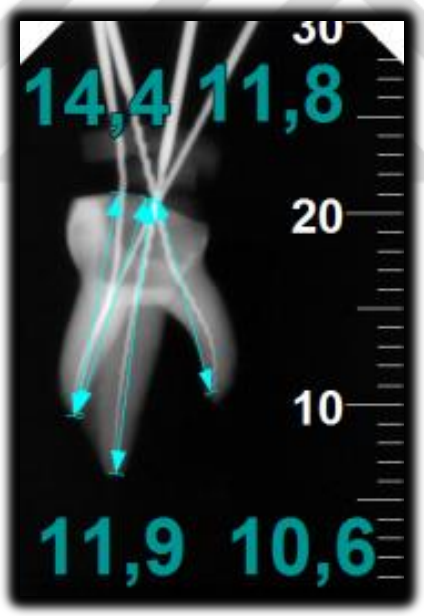
RVG İle Çalışma Boyu Ölçümü (Grup 6)

RVG çekimleri için CMOS HD teknolojisini kullanan CASTELLINI dijital radyografi cihazının (Castellini X-VS CMOS Radiography, Cefla s.c. - Via Selice Provinciale n. 23/A Imola /İtalya) 1 no'lu dijital sensörü kullanıldı (Şekil 3.5).

Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan RVG'nin 1 numaralı sensörü

Sensör, düz bir zemin üzerinde, sensör holder ile sabitlendi ve ölçüm yapılacak örnekteki kanallarda, eğeler kök ucuna ulaştığı görülene kadar ilerletildi. Eğeler, ait oldukları referans oluklarına yerleştirildikten sonra örnek sensör üzerine yerleştirilerek üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,16 sn ışınlandı. Ölçümler 2 kez tekrarlandı ve ortalama değerler hesaplandı.

Tüm RVG çekimleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda 70kVp ve 8 mA'da (XMIND AC, Barbaros Mah. Akzambak Sokak Uphill Towers B Blok K14 D84 Ataşehir, İstanbul 34746,ACTEON®) gerçekleştirildi. Kullanılan radyografi cihazının yazılım programı olan CASTELLINI'de her iki ana grup ve her örnek için ayrı dosyalar açıldı ve elde edilen görüntüler kaydedildi. 1920 x 1080 çözünürlüğe sahip LED bilgisayar ekranında, CASTELLINI programının orijinal görüntüsü üzerinde düz ve eğri kanallarda ölçüm yapılmasına imkan veren ölçüm özelliği kullanılarak her diş için diş boyu ve eğe boyu ölçümü yapıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan RVG ile yapılan çalışma boyu ölçümü

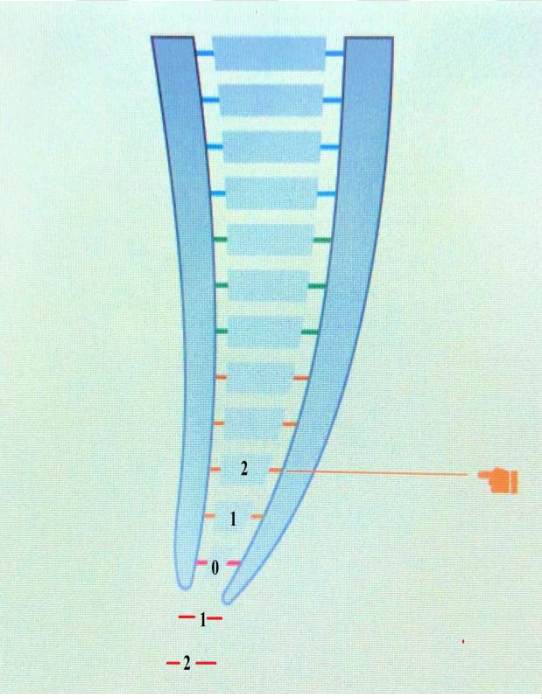
Her diş için yapılan eğe ve diş boyu ölçümleri aşağıdaki denkleme yerleştirilerek oran-orantı yöntemine göre hesaplandı.

$$\frac{\text{Kanal eğesinin röntgen boyu (a)}}{\text{Kanal eğesinin gerçek boyu (b)}} = \frac{\text{Dişin röntgen boyu (c)}}{\text{Dişin gerçek boyu (X)}}$$

Hesaplama sonucu elde edilen sayıdan 1 mm çıkartılarak her diş için, dijital radyolojik kanal boyları tespit edildi ve ortalama değerler hesaplanarak kaydedildi.

3.4. Çalışma Boyu Tespit Yöntemleri ile Gerçek Kanal Boylarının Karşılaştırılması ve Ölçümlerin Değerlendirilmesi

Minör foramen, gerçek kanal boyunun apikal sınırı olarak kabul edildi. Hem rezorpsiyonlu hem de rezorpsiyonsuz grupta, tüm gruplarda tespit edilen çalışma boylarının minör foramenden farkları hesaplandı (Tablo 4.4 ve 4.6). (+) değerler ölçüm boyunun gerçek kanal boyundan, yani minör foramenden ileride olduğunu, (-) değerler ise gerçek kanal boyundan geride olduğunu ifade etmektedir. İstatistiksel değerlendirmede, gerçek kanal boyu ile gruplarla elde edilen ölçüm boyları arasındaki farkların minör foramenden ne kadar saptığı ve bu sapmanın anlamlı olup olmadığı araştırıldı. Tüm gruplarda, Şekil 3.7'de şematik olarak gösterildiği gibi;



Şekil 3.7. Farklı referans aralıklarında değerlendirilen ölçümlerin şematik gösterimi

(-) 2-1,01 mm

(-) 1-0,51 mm

(-) 0,50-*0,00 mm

0,00-(+) 0,50 mm

(+) 0,51-1,00 mm

(+) 1,01-2 mm'lik referans aralıklarında ölçüm yapılan diş sayıları ve dağılımları hesaplandı. (*0,00) minör forameni ifade etmektedir).

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 24.0 programına yüklendi. İstatistiksel olarak önemlilik testi belirlenirken verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Kolmogorov-Simirnov), aynı örnekten elde edilen değişik çalışma boyu ölçümlerinin karşılaştırılmasında tekrarlı ölçümlerden varyans analizi, önemlilik kararı verildiğinde farklılık yapan ölçüm ya da ölçüm gruplarını bulabilmek için Bonferroni testi ve bağımsız iki grubu karşılaştırırken iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanıldı ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

Gerçek uzunluk ile ölçüm yöntemleriyle elde edilen çalışma boyu ölçümleri arasındaki farklılığın dağılımı ve bu dağılımın istatistiksel açıdan önemli olup olmadığı araştırılırken Friedman testi uygulandı. Ki-kare testi varsayımları yerine getirilemediğinden Ki-kare Exact testlerden Monte Carlo modeli ile Ki-kare değerleri hesaplandı (%95 güven aralığı).

4. BULGULAR

Rezorpsiyonlu grupta, çalışmamıza dahil edilmiş değişik çalışma boyu belirleme yöntemleriyle elde edilen ortalama ölçüm değerleri gerçek uzunluk ile karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu (p>0,05) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Rezorpsiyonlu grupta ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

GRUPLAR	ORTALAMA ± STANDART SAPMA	p DEĞERİ
Grup 1 (Gerçek Uzunluk)	9,54 ± 1,44	
Grup 2 (COXO)	9,32 ± 1,40	
Grup 3 (iPex)	9,22 ± 1,38	
Grup 4 (ApexID)	9,53 ± 1,32	p=0,926
Grup 5 (CBCT)	8,99 ± 1,31	
Grup 6 (RVG)	9,24 ± 1,25	
p>0,05		

Rezorpsiyonlu grupta, istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmese de gerçek uzunluğa en yakın ölçümler sırasıyla Apex ID > COXO > RVG > iPex > CBCT şeklinde gözlendi.

Rezorpsiyonsuz grupta, çalışmamıza dahil edilmiş değişik çalışma boyu belirleme yöntemleriyle elde edilen ortalama ölçüm değerleri gerçek uzunluk ile karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu (p>0,05) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Rezorpsiyonsuz grupta ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

GRUPLAR	ORTALAMA ± STANDART SAPMA	p DEĞERİ
Grup 1 (Gerçek Uzunluk)	11,49 ±1,63	
Grup 2 (COXO)	10,92 ±1,52	
Grup 3 (iPex)	10,92 ±1,56	
Grup 4 (ApexID)	11,18 ±1,57	p=0,931
Grup 5 (CBCT)	11,03 ±1,53	
Grup 6 (RVG)	11,03 ±1,64	
p>0,05		

Rezorpsiyonsuz grupta, istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmese de gerçek uzunluğa en yakın ölçümler sırasıyla Apex ID > RVG = CBCT > iPex = COXO şeklinde gözlendi.

Hem rezorpsiyonlu hem rezorpsiyonsuz grupta, gerçek uzunluk ile elektronik apeks bulucular, RVG ve CBCT kullanılarak elde edilen çalışma boyu ölçümlerinin ortalamaları alınıp karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu (p>0,05) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Tüm gruplarda ortalama ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

Gruplar	Ana Gruplar	n	Ortalama ± Standart Sapma	Sonuç
Grup 1 (Gerçek Uzunluk)	**Rezorpsiyonlu**	20	9,53 ± 1,44	t=4,02 p=0,976
	Rezorpsiyonsuz	20	11,49 ± 1,63	
Grup 2 (COXO)	**Rezorpsiyonlu**	20	9,32 ± 1,40	t=3,44 p=0,653
	Rezorpsiyonsuz	20	10,92 ± 1,52	
Grup 3 (iPex)	**Rezorpsiyonlu**	20	9,22 ± 1,38	t=3,64 p=0,198
	Rezorpsiyonsuz	20	10,92 ± 1,56	
Grup 4 (ApexID)	**Rezorpsiyonlu**	20	9,54 ± 1,32	t=3,54 p=0,982
	Rezorpsiyonsuz	20	11,18 ± 1,57	
Grup 5 (CBCT)	**Rezorpsiyonlu**	20	8,99 ± 1,31	t=4,50 p=0,978
	Rezorpsiyonsuz	20	11,03 ± 1,53	
Grup 6 (RVG)	**Rezorpsiyonlu**	20	9,24 ± 1,25	t=3,86 p=0,584
	Rezorpsiyonsuz	20	11,03 ± 1,64	
p>0,05				

Çalışmamıza dahil edilen çalışma boyu belirleme yöntemlerinin etkinlik farklarını ortaya koymak amacıyla, gerçek uzunluk ortalamaları ile diğer alt gruplarda elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasındaki farkların minör foramenden ne kadar uzaklaştığı araştırıldı.

Tablo 4.4'te rezorpsiyonlu grupta, alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle arasındaki farkların frekansları gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Rezorpsiyonlu grupta alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle farklarının frekansları

ÖLÇÜLEN UZAKLIK ARALIKLARI (mm)	YÖNTEMLER					TOPLAM
	ELEKTRONİK APEKS BULUCULAR			CBCT	RVG	
	COXO	iPex	ApexID			
(-)1,01 - 2	1	2	1	2	1	7
(-)0,51 - 1	3	2	1	6	5	17
0 – (-)0,50	5	5	3	7	10	30
Minör Foramen (0,00)	5	4	2	0	0	11
0 – 0,50	6	5	8	5	4	28
0,51 - 1	0	2	5	0	0	7
1,01 - 2	0	0	0	0	0	0
	20	20	20	20	20	100

Grup 2'de (COXO) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 5 ölçümde (%25) gerçek uzunluk ile aynı (minör foramende) bulunurken, geri kalan 15 ölçümde (%75) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 3'te (iPex) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 4 ölçümde (%20) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken, geri kalan 16 ölçümde (%80) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 4'te (Apex ID) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 2 ölçümde (%10) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken, geri kalan 18 ölçümde (%90) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 5'te (CBCT) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, hiçbir ölçümde gerçek uzunluk ile aynı bulunmazken, ölçümlerin tümü (%100) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 6'da (RVG) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, hiçbir ölçümde gerçek uzunluk ile aynı bulunmazken, ölçümlerin tümü (%100) minör foramenden uzakta bulundu.

Tablo 4.5'te rezorpsiyonlu grupta, çalışmaya dahil edilen yöntemler ile yapılan ölçümlerin farklı çalışma boyu belirleme referans aralıklarına göre frekans dağılımları gösterilmiştir. İncelenen referans aralıklarının ve çalışma boyu belirleme yöntemlerinin arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu (p>0,05).

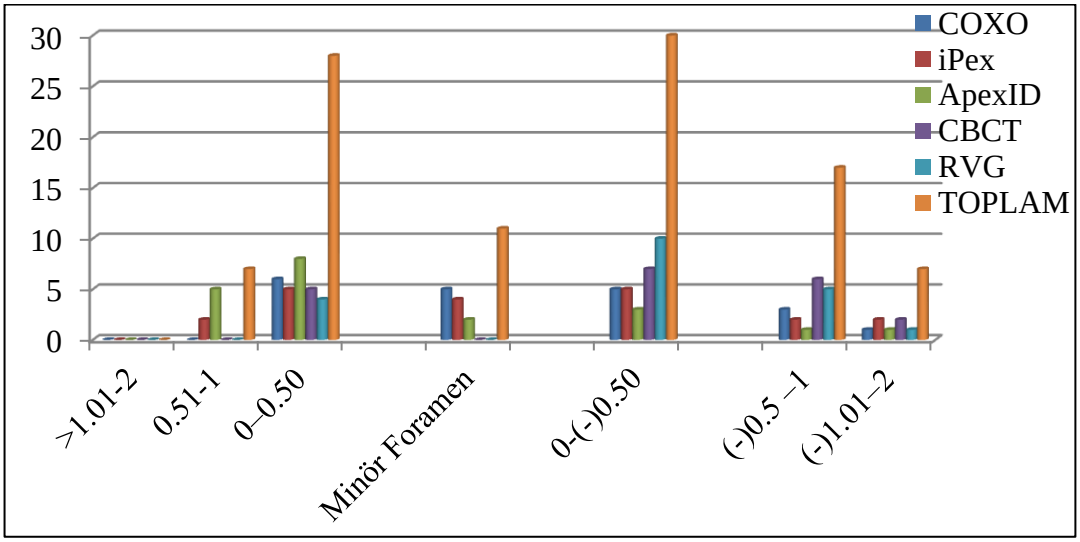
Tablo 4.5. Rezorpsiyonlu grupta yapılan ölçümlerin farklı referans aralıklarına göre dağılımı

İNCELENEN REFERANS ARALIKLARI	ELEKTRONİK YÖNTEM			RADYOGRAFİK YÖNTEM	
	COXO (n)	iPex (n)	Apex ID (n)	CBCT (n)	RVG (n)
Foramen (0,0)	5	4	2	0	0
± 0,5	11	10	11	12	14
± 0,5-1	3	4	6	6	5
± 1-2	1	2	1	2	1
	20	20	20	20	20

X^2=0,88 , p>0,05

Tablo 4.5'e göre, ± 0,5 mm aralığındaki ölçümlerin başarı oranları incelendiğinde; Grup 2'de %80 (16 ölçüm), Grup 3'te %70 (14 ölçüm), Grup 4'te %65 (13 ölçüm), Grup 5'te %60 (12 ölçüm), Grup 6'da %70 (14 ölçüm) olduğu görüldü.

Şekil 4.1'de rezorpsiyonlu grupta, gerçek uzunluklar ile yapılan çalışma boyu ölçümleri arasındaki farkların, minör foramene olan uzaklıklarına göre dağılımları görülmektedir.



Şekil 4.1. Rezorpsiyonlu grupta gerçek uzunluklar ile yapılan ölçümlerin farklarının minör foramene uzaklıklarının dağılımları

Şekil 4.1'deki verilere göre rezorpsiyonlu grupta çalışma boyu ölçümlerinin hangi değer aralıklarında yoğunlaştığı incelendiğinde, ölçümlerin çoğunun (%30) minör foramenin 0,5 mm gerisinde bunu takiben de (%28) 0,5 mm ilerisinde yapıldığı tespit edildi.

Bununla birlikte gerçek uzunluk ile aynı çalışma boyu ölçümünü en yüksek frekansta veren yöntem elektronik yöntem (%55), elektronik yöntem içinde de Grup 2 (COXO) olarak gözlendi. Radyografik yöntemin (Grup 5 ve Grup 6), çalışma boyunu, minör foramenin 0,5 mm gerisinde belirleme eğiliminde olduğu (%65) gözlendi.

Tablo 4.6'da rezorpsiyonsuz grupta, alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle arasındaki farkların frekansları gösterilmiştir.

Grup 2'de (COXO) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, hiçbir ölçüm gerçek uzunluk ile aynı bulunmazken ölçümlerin tümü (%100) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 3'te (iPex) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 2 ölçümde (%10) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken geri kalan 18 ölçümde (%90) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 4'te (Apex ID) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 4 ölçümde (%20) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken geri kalan 16 ölçümde (%80) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 5'te (CBCT) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 2 ölçümde (%10) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken 18 ölçümde (%90) minör foramenden uzakta bulundu.

Grup 6'da (RVG) yapılan ölçümlerde çalışma boyu, 7 ölçümde (%35) gerçek uzunluk ile aynı bulunurken 13 ölçümde (%65) minör foramenden uzakta bulundu.

Tablo 4.6. Rezorpsiyonsuz grupta alt gruplarda ölçülen çalışma boylarının minör foramenle farklarının frekansları

ÖLÇÜLEN UZAKLIK ARALIKLARI (mm)	YÖNTEMLER					TOPLAM
	ELEKTRONİK APEKS BULUCULAR			CBCT	RVG	
	COXO	iPex	ApexID			
(-) 1,01 – 2	2	3	1	3	0	9
(-) 0,51 – 1	12	6	2	5	3	28
0 – (-) 0,50	3	6	9	8	6	32
Minör Foramen (0,00)	0	2	4	2	7	15
0 – 0,50	3	3	3	2	2	13
0,51 – 1	0	0	1	0	2	3
1,01 – 2	0	0	0	0	0	0
	20	20	20	20	20	100

Tablo 4.7'de rezorpsiyonsuz grupta, çalışmaya dahil edilen yöntemler ile yapılan ölçümlerin farklı çalışma boyu belirleme referans aralıklarına göre frekans dağılımları gösterilmiştir. İncelenen referans aralıklarının ve çalışma boyu belirleme yöntemlerinin arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0.05$).

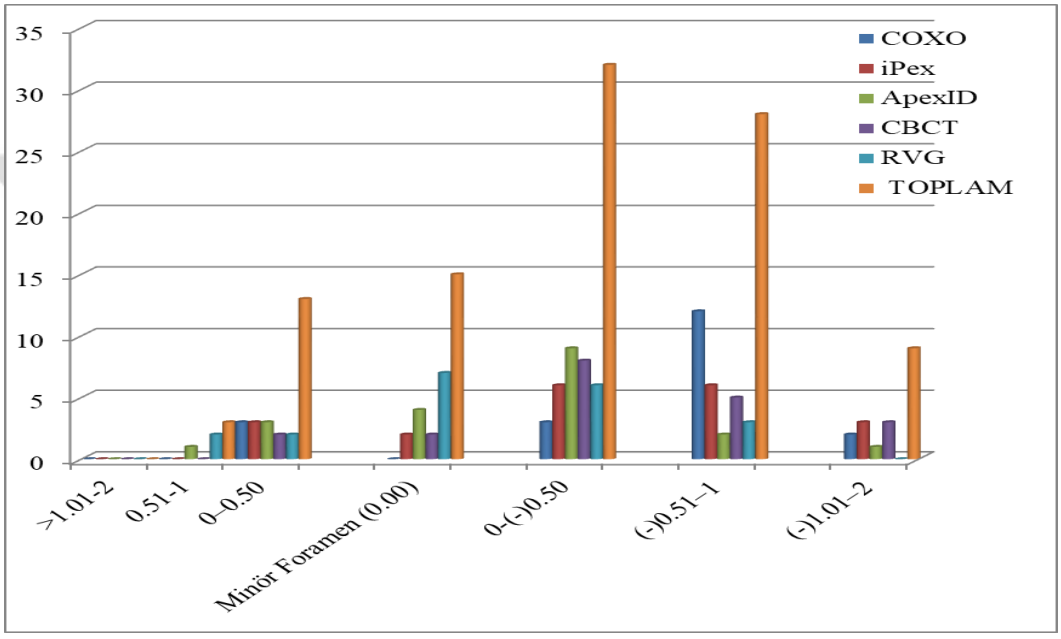
Tablo 4.7'ye göre, ± 0,5 mm aralığındaki ölçümlerin başarı oranları incelendiğinde; Grup 2'de %30 (6 ölçüm), Grup 3'te %55 (11 ölçüm), Grup 4'te %80 (16 ölçüm), Grup 5'te %60 (12 ölçüm), Grup 6'da %75 (15 ölçüm) olduğu görüldü.

Tablo 4.7. Rezorpsiyonsuz grupta yapılan ölçümlerin farklı referans aralıklarına göre dağılımı

İNCELENEN REFERANS ARALIKLARI	ELEKTRONİK YÖNTEM			RADYOGRAFİK YÖNTEM	
	COXO (n)	iPex (n)	Apex ID (n)	CBCT (n)	RVG (n)
Foramen (0,0)	0	2	4	2	7
± 0,5	6	9	12	10	8
± 0,5-1	12	6	3	5	5
± 1-2	2	3	1	3	0
	20	20	20	20	20
X^2=0,85 , p>0,05					

Şekil 4.2'de rezorpsiyonsuz grupta, gerçek uzunluklar ile yapılan çalışma boyu ölçümleri arasındaki farkların, minör foramene olan uzaklıklarına göre dağılımları görülmektedir.

Şekil 4.2'deki verilere göre rezorpsiyonsuz grupta çalışma boyu ölçümlerinin hangi değer aralıklarında yoğunlaştığı incelendiğinde ölçümlerin çoğunun minör foramenin 0-0,50 mm gerisinde (%32) bunu takiben de 0,51-1 mm gerisinde (%28) yapıldığı tespit edildi.



Şekil 4.2. Rezorpsiyonsuz grupta gerçek uzunluklar ile yapılan ölçümlerin farklarının minör foramene uzaklıklarının dağılımları

Bununla birlikte gerçek uzunluk ile aynı çalışma boyu ölçümünü en yüksek frekansta veren yöntem radyolojik yöntem (%45), radyolojik yöntem içinde de Grup 6 (RVG) olarak gözlendi. Elektronik yöntemin (Grup 2, 3 ve 4), çalışma boyunu minör foramenin 0,5 mm gerisinde belirleme eğiliminde olduğu gözlendi.

Gerçek uzunluk ile gruplarda tespit edilen çalışma boyu ölçümleri arasındaki farkların (gerçek kanal boyundan sapmanın önemliliği) istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı Friedman testi ile kontrol edildi. Önemlilik düzeyi p=0,05 olarak alındı. Yöntemlerin ortalama farklarının anlamlı olup olmadığının değerlendirildiği teste göre, tüm gruplarda yapılan ölçümler ile gerçek kanal boyu ölçümleri arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü (p>0,05).

Gerçek uzunluk ile deney grupları arasındaki farklılık deney grupları arasında tek tek karşılaştırıldı ve farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü ($p>0,05$).

Tüm bulgular incelendiğinde, rezorpsiyonlu grupta sırayla:

COXO > iPex > Apex ID > CBCT=RVG
(%25) (%20) (%10) (%0)

olacak şekilde elektronik yöntemin daha yüksek doğruluğa sahip olduğu gözlendi. ± 0,5 mm aralığında sırayla:

COXO > iPex=RVG > Apex ID > CBCT
(%80) (%70) (%65) (%60)

olacak şekilde yine benzer veriler elde edildi.

Rezorsiyonsuz grupta sırayla:

RVG > Apex ID > iPex=CBCT > COXO

(%35) (%20) (%10) (%0)

olacak şekilde dijital radyografik yöntemin daha yüksek doğruluğa sahip olduğu gözlendi. ± 0,5 mm aralığında sırayla:

Apex ID > RVG > CBCT > iPex > COXO

(%80) (%75) (%60) (%55) (%30)

olacak şekilde benzer veriler elde edildi.

Tüm bulguların ışığında, çalışmanın sıfır hipotezleri kabul edildi:

- Süt azı dişlerinde çalışma boyu belirlenmesinde, elektronik yöntem (EAB'ler) ve radyografik yöntem (CBCT ve RVG) doğruluğunun arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı gözlendi.

- Çalışma boyu belirlenmesinde, kök rezorpsiyonu varlığının ölçüm yönteminin doğruluğu ile ilişkili olmadığı gözlendi.

5. TARTIŞMA

Süt dişlerinin mine ve dentinlerinin daimi dişlere göre daha ince ve daha az mineralize olması, süt dişlerinin anatomik ve morfolojik yapıları, uygun olmayan diyet alışkanlığı ve çocuklarda yetersiz diş fırçalama alışkanlığı gibi nedenlerle süt dişlerinde çürük olgusu kolaylıkla başlamakta ve çok hızlı bir şekilde ilerleyerek tedavi edilmediği durumlarda dişlerde kayıplara yol açmaktadır. Süt dişlerinde pulpaya ulaşan çürük mevcudiyetinde pulpal iltihap hızlı bir şekilde başlayıp kron ve kök pulpasını geri dönüşümsüz bir şekilde enfekte etmektedir. Bu durumda ya ilgili dişin çekimi ya da kök kanal tedavisi uygulanarak dişin ağızda kalmasının sağlanması gibi tedavi seçenekleri vardır (107).

Süt dişi kök kanal tedavisi, kron ve kök pulpa dokusunun çıkartılması, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip, çeşitli kimyasal irrigasyon solüsyonlarıyla yıkanarak mikroorganizmalar ve toksinlerinden arındırılması ve yeniden enfekte olmasını engelleyecek şekilde rezorbe olabilen bir dolum materyaliyle kök ucuna kadar tamamen doldurulması işlemidir (3). Süt dişi kök kanal tedavisi, süt dişlerinin anatomik ve morfolojik kompleks yapısı, yoğun dallanma göstermesi, hasta yönetimi ve izolasyon problemi gibi nedenlerle zor bir tedavi olarak görülmektedir (108). Literatürde süt dit dişi kök kanal tedavileriyle ilgili yapılan çalışmalarda, yapılan tedavilerde yüksek başarı oranı görüldüğü bildirilmiştir (4, 107, 109, 110).

Literatür incelendiğinde in vitro çalışmalarda çoğunlukla çekilmiş insan dişleri kullanılmakla beraber (111-113) daha az oranda sığır dişleri de kullanılabilmektedir (114, 115). Çalışmamızda yeni çekilmiş alt ve üst insan süt azı dişleri kullanıldı. İn vitro kök kanal tedavisi çalışmalarında sıklıkla tek köklü dişler kullanılmıştır ancak rutin klinik tedavi işlemlerinde daha çok süt azı dişlerinde kök kanal tedavisi işlemi uygulandığı için çalışmamızda süt azı dişleri kullanıldı.

Kök kanallarının yeterli ve uygun olarak şekillendirilebilmesi ve ideal bir şekilde doldurulabilmesi kanal boyunun doğru bir şekilde saptanabilmesiyle başarılabilir. Kanal boyunun doğru olarak saptanamaması, genişletme ve doldurma işlemlerinin yetersiz ya da fazla yapılmasına ve tüm bunlar da tedavinin başarısız olmasına yol açabilir (116).

Kök kanalının şekillendirilmesi ve doldurulması aşamalarının apikal sınırı, endodontinin temel tartışma konularından biridir. Bu konu, uzun yılardan beri tartışılmış ve günümüzde hala tartışılmaya devam edilmektedir.

Bazı araştırıcılar apikal daralma (minör foramen) ve apikal (majör) forameni klinik olarak tespit etmek oldukça zor olduğu için, radyolojik apeksin daha güvenilir bir referans noktası olabileceğini ileri sürmüşlerdir (117). Histolojik çalışmalarda, kanal genişletme ve doldurma aşamalarının apikal daralmanın gerisinde sonlandırılmasının en çok tercih edilen histolojik durum olduğu; güta perka ve kanal patının apikal dokulara taşmasının ise şiddetli inflamatuvar reaksiyona yol açabileceği ortaya koyulmuştur (6). Bu nedenle bazı araştırıcılar tarafından da; kök kanalını şekillendirme ve doldurma aşamalarının, tam minör foramende (apikal daralmada) ya da bir miktar gerisinde sonlandırılması gerektiği ifade edilmektedir(6).

Süt dişlerinde çalışma boyutunun sonlandırılma seviyesi hakkında genel olarak farklı görüşler mevcuttur. Camp (118), taşkın preparasyonun önüne geçilmesi açısından, çalışma boyutunun radyografik apeksten 1-2 mm daha kısa belirlenmesi gerektiğini, patolojik veya fizyolojik kök rezorpsiyonun belirgin olduğu durumlarda ise bu seviyenin radyografik apeksten 2-3 mm daha kısa olacak şekilde ayarlanmasının doğru olacağını belirtmiştir. Garcia-Godoy (119), ise daimi diş germinin pozisyonuna göre, süt dişi köklerinin altında konumlandığı durumlarda tüm kanal uzunluğu boyunca, furkasyon bölgesinde konumlandığı durumlarda ise daimi diş germinin okluzal düzlem seviyesine kadar çalışılması gerektiğini öne sürmüştür.

Çalışma boyu ölçümlerinin gerçek kanal uzunluğu ile karşılaştırıldığı çalışmalarda gerçek kanal uzunluğu; dişin koronalinde seçilen bir rehber noktası (genellikle insizal ya da okluzal kenar, mine- sement birleşimi) ile apikal sınırı arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır (113, 120-122). Bununla birlikte bu çalışmalarda gerçek kanal uzunluğunun saptanma yöntemi ve apikal sonlanma noktasının tayini konusunda standardizasyon yoktur.

Kök kanal tedavisinde çalışma boyu tespitlerinin gerçek kanal uzunlukları ile radyolojik yöntem kullanılarak karşılaştırıldığı çalışmalarda minör foramen radyolojik olarak tespit edilemeyeceğinden gerçek kanal uzunluğunun apikal sınırı majör (apikal) foramen olarak belirlenmiştir (48, 123, 124). Bu çalışmaların büyük

bir bölümünde kanal eğesi majör (apikal) foramenden görülene kadar ilerletilmiş ve majör foramen ile koronal referans noktası arası mesafe gerçek kanal uzunluğu olarak belirlenmiş ve film tutucular kullanılarak elde edilen röntgen görüntüleri üzerinde mine-sement sınırı ve eğe ucu arasındaki mesafe ölçülmüş ve bu ölçümler gerçek kanal uzunluğu ile karşılaştırılmıştır.

Gerçek kanal uzunluğunun tespiti, apikal sonlanma noktasının minör foramen olarak kabul edildiği çalışmalarda, genellikle dişlerin majör foramen noktasında kanal eğesi görülene kadar eğe ilerletilmiş ve ışık mikroskobu altında çeşitli büyütmelerde minör foramen görsel olarak tespit edilmiştir (125, 126). Kök kanalının genişletme ve doldurma aşamalarının ideal apikal seviyesinin, minör foramen olması gerektiğini ileri süren literatür bilgilerine dayanarak çalışmamızda gerçek kanal boyunun apikal sınırını minör foramen, koronal sınırını ise tüm dişleri ölçümlerden önce hazırladığımız şekilde mine-sement sınırı olarak belirlendi (6, 116). Majör foramenin süt dişlerinde görülen rezorpsiyon nedeniyle değişken durumundan dolayı minör foramenin, mikroskop altında görsel olarak tespit edilmesinin gerçek kanal uzunluğu hakkında daha doğru sonuç vereceğini düşündüğümüz için çalışmamızda bu yöntem kullanıldı. Hem gerçek kanal uzunluğunun tespiti yapılırken koronal referans noktasının değişmesi ihtimalini ortadan kaldırmak hem de her bir ölçüm yöntemi esnasında aynı referans noktasının kullanılabilirliğini sağlamak amacıyla eğenin stoperinin koronal yüzeye temas ettiği kısımda elmas separe kullanılarak dentin yüzeyinde eğenin oturabileceği oluklar açıldı.

Üretici firmalar, elektronik apeks bulucuların kullanma kılavuzlarındaki talimatlarına uygun kullanımlarında minör forameni tespit etmede başarılı olduklarını iddia etmektedir. Elektronik yöntemle minör foramenin tespiti sağlanabilirken iki boyutlu radyolojik yöntemle görülüp tespit edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle çalışmamızda, CASTELLINI RVG cihazı ile elde edilen röntgen görüntüleri üzerinde oran-orantı yöntemi kullanıldı ve minör foramenin radyolojik apeksten 0,5-1 mm koronalde konumlandığı literatür bilgileri rehber alınarak hesapladığımız çalışma boyu uzunluğundan 1 mm çıkartarak dijital radyografik çalışma boyu ölçümleri tespit edildi (52, 127, 128).

Yukarıda değindiğimiz gibi süt dişi kök kanal tedavisinde kanal şekillendirme ve doldurma işlemlerinin nerede sonlandırılması gerektiğine dair tam bir fikir birliği mevcut değildir. Genel kanı, kanal dolgusunun periapikal dokuları ve daimi diş germini irrite etmeyecek şekilde minör foramenin daha koronalinde bitirilmesi yönündedir.

Konvansiyonel ya da dijital radyografi ile yapılan çalışma boyu tespiti çalışmalarında, radyolojik boy tespitleriyle gerçek kanal boyu karşılaştırılırken; radyolojik apekste ya da 0,5-1-2 mm gerisinde yapılan ölçümler, klinik olarak kabul edilebilir aralıkta yapılan ölçümler olarak kabul edilmektedir (111, 129, 130).

Elektronik apeks bulucularla yapılan çalışmaların çok büyük bir bölümünde ise minör ya da majör foramenin 0,5 mm ilerisinde ve gerisinde yapılan ölçümler başarılı bir çalışma boyu ölçümü olarak kabul edilmiştir (125, 126, 131). Bu çalışmaların bazılarında gerçek kanal uzunluğu ile ölçüm boyları arasındaki farklar 0,5 mm'lik değer aralıklarına bölünmüştür (92, 131, 132). 0,5 mm'den küçük, ± 0,5 mm arasında ve 0,5 mm'den büyük olan ölçüm yapılan diş sayısı tablo halinde gösterilmiş ve bu tabloya göre başarı yüzdeleri hesaplanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda, ± 0,5 mm (minör foramenin 0,5 mm ilerisi ve 0,5 mm gerisi) değer aralığında yapılan ölçüm sayıları ve başarı yüzdeleri hesaplandı. Ayrıca, literatürde süt dişlerinde kök kanal tedavisinin radyolojik apeksten daha koronalde tamamlanması gerektiğini bildiren çalışmaları da rehber alarak, çalışmamızda (-) 1.01-2 mm, (-) 1-0,51 mm, (+) 0,51-1mm ve (+) 1,01-2 mm referans aralığında yapılan ölçüm sayıları da hesaplandı.

Literatürde, süt dişi kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirleme yöntemleri üzerine yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde elektronik yöntemin sıklıkla araştırılan yöntemlerden biri olduğu gözlenebilir (92, 112, 133, 134). Çalışmamızın bulgularına göre rezorpsiyonsuz grupta çalışmamıza dahil edilen elektronik apeks bulucular arasında en yüksek doğruluğun (%20) Apex ID'ye ait olduğu gözlenmektedir [Apex ID (%20) > iPex (%10) > COXO (%0)] (Tablo 4.5). Yine çalışmamızın bulgularına göre rezorpsiyonlu grupta çalışmamıza dahil edilen elektronik apeks bulucular arasında en yüksek doğruluğun (%25) COXO C Smart-1 Pro'ya ait olduğu gözlenmektedir [COXO (%25) > iPex (%20) > Apex ID (%10)] (Tablo 4.4). Bu bulgulara göre çalışmamıza dahil edilen cihazlar arasında, fizyolojik

kök rezorpsiyonu varlığında çalışma boyu belirlenmesinde doğruluğu en yüksek EAB, COXO C Smart-1 Pro, fizyolojik kök rezorpsiyonu bulunmadığında ise Apex ID'dir. ± 0,5 mm aralığında rezorpsiyonsuz grupta en yüksek doğruluğun Apex ID'e ait olduğu [Apex ID (%80) > iPex (%55) > COXO C Smart-1 Pro (%30)] gözlenirken (Tablo 4.6); rezorpsiyonlu grupta ise en yüksek doğruluğun COXO C Smart-1 Pro'ya ait olduğu [COXO C Smart-1 Pro (%80) > iPex (%70) > Apex ID (%65)] gözlenmektedir (Tablo 4.4).

Literatür incelendiğinde, çalışmamıza dahil ettiğimiz üç elektronik apeks bulucunun (iPex, Apex ID ve COXO C Smart-1 Pro) üçünün birlikte süt dişlerinde çalışma boyu belirlenmesindeki doğruluklarını kıyaslayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle, literatürde bizim kullandığımız cihazların çalışma prensipleriyle benzerlik gösteren cihazların çalışma boyu belirlemedeki doğruluklarının kıyaslandığı çalışmaları referans alarak bulgularımız değerlendirilmiştir.

Çalışmamıza dahil ettiğimiz iPex, üzerinde çokça çalışılmış bir cihazdır (111, 120, 121, 135, 136).

Nelson-Filho ve ark. (120) yaptıkları ex vivo çalışmada, iPex'in gerçek kanal uzunluğuna çok yakın değerlerde çalışma boyu ölçümü yaptığını ve kanal boyunun direk ölçümleriyle iPex'in çalışma boyu ölçümleri arasında yüksek korelasyon bulunduğunu (ICC=0.99) bildirmişlerdir. Çalışmamızın verileri, bu çalışmanın verilerini destekler şekilde iPex'in çalışma boyu tespitinde başarılı olduğunu ortaya koymuştur. Stöber ve ark. (135) yaptıkları in vivo çalışmada, kök rezorpsiyonu bulunmayan dişlerde iPex ve RootZX'in majör foramenin 0,5 mm koronalini tespit etmede eşit derecede iyi olduklarını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulgularına göre bu çalışmayla uyumlu şekilde, rezorpsiyonsuz grupta 0-(-0,5) mm aralığında, çalışma boyunu doğru tespit etme açısından üç elektronik apeks bulucu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dandempally ve ark. (137)'nın yaptıkları çalışmada, kök rezorpsiyonu bulunan süt dişlerinde iPex ve RootZX'in çalışma boyu belirlemedeki doğruluğunun istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediğini bildirmişlerdir. Bulgularımıza göre iPex, rezorpsiyonlu grupta, minör forameni ± 0,5 mm aralığında %70'lik oranda,

(± 0,5)-(1) mm aralığında %20'lik oranda ve ± 1 mm aralığında %90'lık oranda doğru tespit ettiği görülmektedir. Bu çalışmanın bulgularıyla uyumlu şekilde çalışmamızın bulgularına göre, rezorpsiyonlu grupta iPex ile diğer elektronik apeks bulucular arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Yapılan literatür taramasında, çalışmamıza dahil ettiğimiz Apex ID'nin süt dişlerinde çalışma boyu belirlemedeki doğruluğunun değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Oliveira ve ark.'nın (122), kök rezorpsiyonu bulunmayan daimi dişlerde yaptıkları in vitro çalışmada Apex ID ve multifrekans özelliğiyle çalışan dört diğer EAB'yi, tam olarak minör foramende (0,0), foramenin daha koronalinde [(0,0)-1mm] ve ötesinde [(0,0)-(+)1 mm] konumlanacak şekilde değişik çalıştırma prensipleriyle kullanmışlar ve kullanılan EAB'lerin minör forameni tespit etmedeki doğruluklarının arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, eğe minör foramenden 1 mm daha koronalde konumlandırıldığında Apex ID'nin %70'lik oranda doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulgularına göre, bu çalışmayla uyumlu şekilde, rezorpsiyonsuz grupta Apex ID'nin minör forameni %20'lik oranda tespit ettiği, 0-(-)1 mm aralığında %75'lik oranda doğruluğa sahip olduğu ve Apex ID ile deney gruplarındaki diğer EAB'ler arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı gözlenmiştir.

Taneja ve ark. (138), daimi dişlerde kök rezorpsiyonunu taklit etmek amacıyla dişlerin kök uçlarını apikal üçlüdeki 3 mm'lik kısımlarından aşındırarak Apex ID, CanalPro ve Root ZX mini'nin minör forameni tespit etmedeki doğruluğunu kıyaslamışlar ve Apex ID'nin %80'lik oranda doğruluğa sahip olduğunu ve üç EAB arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulgularına göre, bu çalışmayla uyumlu olacak şekilde, rezorpsiyonlu grupta Apex ID'nin deney gruplarındaki diğer EAB'ler ile arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ± 0,5 mm aralığında Apex ID'nin %65'lik oranda doğruluğa sahip olduğu gözlenmiştir.

Yapılan literatür taramasında, çalışmamıza dahil ettiğimiz COXO C Smart-1 Pro'nun çalışma boyu belirlemedeki doğruluğunun değerlendirildiği çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızın bulgularına göre, COXO C Smart-1 Pro elektronik

apeks bulucunun, fizyolojik kök rezorpsiyonu bulunan süt azı dişlerinde minör forameni tespit etmede %25'lik oranda, ± 0,5 mm aralığında %80'lik oranda, ± 1 mm aralığında %95'lik oranda doğruluğa sahip olduğu gözlenmiştir. Rezorpsiyonsuz grupta, minör forameni tespit etmede %0'lık oranda, ± 0,5 mm aralığında %30'luk oranda, ± 1 mm aralığında %90'lık oranda doğruluğa sahip olduğu ve COXO C Smart-1 Pro'nun minör foramenin koronalinde apeks uyarısı verme eğiliminde olduğu gözlenmiştir. Deney gruplarındaki diğer EAB'ler, CBCT ve RVG ile arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Literatürde, süt dişlerinde çalışma boyu belirlenmesinde EAB'ler ile konvansiyonel radyografi tekniğinin doğruluğunu kıyaslayan çalışmalara göre iki yöntem arasında minör forameni tespit etme doğruluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (111, 139). Bilgimize göre, süt dişlerinde kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirlenmesinde, EAB'ler ile RVG'yi karşılaştıran çalışmalar sınırlı sayıdadır (130, 140, 141). Çalışmamızın bulguları rezorpsiyonlu grupta, EAB'lerin %18,3'lük oranda, RVG'nin ise %0'lık oranda minör forameni tespit ettiğini, ± 0,5 mm aralığında EAB'lerin %71,6'lık oranda RVG'nin %70'lik oranda doğruluğa sahip olduğunu göstermiş, elektronik yöntemle dijital radyografinin arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Subramaniam ve ark.'nın (133) yaptıkları çalışmada, kök rezorpsiyonu bulunmayan süt kesici dişlerinde elektronik apeks bulucu, konvansiyonel radyografi ve dijital radyografinin çalışma boyu belirlenmesindeki doğruluğu karşılaştırılmış ve üç yöntemin arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı bildirilmiştir. Çalışmamızın bulgularına göre, Subramaniam ve ark.'nın (133) çalışmasına paralel olacak şekilde, rezorpsiyonsuz grupta, EAB'lerin %30'luk oranda RVG'nin %70'lik oranda minör forameni tespit ettiği, ± 0,5 mm aralığında EAB'lerin %55'lik oranda RVG'nin %75'lik oranda doğruluğa sahip olduğu gözlenmiş, elektronik yöntemle dijital radyografinin arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Bhat ve ark. (111) yaptıkları in vivo çalışmada kök rezorpsiyonu bulunmayan, kök kanal tedavisi endikasyonu bulunan süt azı dişlerinde iPex'in konvansiyonel radyografiye göre çalışma boyu belirlemedeki doğruluğunu kıyaslamışlar ve iPex'in minör forameni ± 0,5 mm aralığında %50,8'lik oranda, ± 1

mm aralığında %92'lik oranda doğru tespit ettiğini ve radyografik teknikle aralarında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bulgularımızı değerlendirdiğimizde, bu çalışmanın verileriyle paralel şekilde iPex'in, rezorpsiyonsuz grupta, minör forameni ± 0,5 mm aralığında %55'lik oranda ve ± 1 mm aralığında %85'lik oranda; RVG'nin ± 0,5 mm aralığında %60'lık oranda, ± 1 mm aralığında %100'lük oranda doğru tespit ettiği gözlenmiştir.

RVG, konvansiyonel radyografiye göre birtakım avantajlara sahip olsa da periapikal radyografi daha yüksek çözünürlük avantajına sahiptir (67, 142-144). Bulgularımız incelendiğinde, özellikle rezorpsiyonlu grupta RVG'nin doğruluk oranının daha düşük olması bu açıdan yorumlanabilir. Dhingra ve ark. (145), 30 adet rezorpsiyon bulunmayan mandibular dişte, üç boyutlu CBCT görüntüleme, iki boyutlu CBCT görüntüleme ve RVG'nin çalışma boyu belirlemedeki doğruluğunu karşılaştırmışlar ve üç boyutlu görüntülemenin RVG ve iki boyutlu CBCT görüntülemesine göre daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulgularına göre, Dhingra ve ark.'nın (145) çalışmasına parallellik gösterecek şekilde rezorpsiyonsuz grupta, RVG'nin, minör forameni tespit etmede CBCT'ye göre üstün olmadığı gözlenmiştir. Çalışmamızdan elde edilen bulgular, süt dişlerinde, RVG'nin, diğer çalışma boyu belirleme yöntemlerine göre önemli bir avantaj göstermese de konvansiyonel radyografiye göre daha düşük radyasyon gerektirmesi, görüntünün kalitesi üzerinde değişikliğe imkan vermesi ve daha hızlı görüntü elde edilmesini sağlaması gibi avantajları nedeniyle çocuk diş hekimliğinde tercih edilebilir olduğunu bildiren çalışmalarla paralellik göstermektedir (133, 140, 141, 146, 147).

1998 yılında tanıtıldığından beri, CBCT'nin endodontik teşhis ve tedavi planlaması amaçlı kullanımı giderek yaygınlaşan bir ilgi alanı haline gelmiştir. Yapılan literatür taramasına göre, CBCT'nin, daimi dişlerde kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirlenmesindeki doğruluğunu inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur (148-154). Süt dişlerinde, kök kanal morfolojisini, kök kanal tedavisinde kullanılan farklı preparasyon ve doldurma tekniklerinin/materyallerinin etkinliğini değerlendiren çalışmalar mevcutken, süt dişlerinde CBCT'nin kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirlenmesindeki etkinliğini değerlendiren çalışmaya rastlanmamıştır (29, 155-161).

Liang ve ark. (162), kuru insan mandibulalarında bulunan 198 kök kanalı içeren 162 dişi, CBCT taraması ile çalışma boyu ölçümüne tabi tuttuktan sonra çektikleri dişlerin gerçek kanal uzunluklarını ölçerek bu ölçümleri altın standart olarak değerlendirip CBCT ölçümleriyle karşılaştırmışlar ve CBCT'nin doğru ve güvenilir bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Lucena ve ark. (152) yaptıkları in vitro çalışmada, 150 adet çekilmiş ve dekoronasyon uygulanmış dişte gerçek kanal uzunluğu, Raypex 6 EAB'yi kullanarak elde edilen çalışma boyu ve 0,5 mm voksel genişliğinde CBCT ile elde edilen çalışma boyunu karşılaştırmışlar ve Raypex 6 ile elde edilen ölçümlerin doğruluğunun daha yüksek olduğunu, ± 0,5 mm aralığında da yine Raypex 6'nın daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları, rezorpsiyonlu grupta, EAB'lerin %18,3'lük oranda, CBCT'nin ise %0'lık oranda, ± 0,5 mm aralığında EAB'lerin %71,6'lık oranda, CBCT'nin %60'lık oranda doğruluğa sahip olduğunu göstermiş; elektronik yöntem ile CBCT arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Lucena ve ark.'nın (152) çalışmamızın aksine, elektronik yöntem ile CBCT arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulmuş olmalarının, bizim çalışmamızdan daha büyük voksel genişliğinde CBCT görüntüleri kullanmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Daha büyük voksel genişliği, uzaysal çözünürlükte azalmayı beraberinde getirir (98). Uzaysal çözünürlükteki azalma, görüntüde foramen gibi anatomik oluşumların daha doğru tespit edilebilmesini güçleştirmektedir. Sherrard ve ark. (148) yaptıkları çalışmada, 0,2, 0,3 ve 0,4 mm voksel genişliklerinde alınan CBCT görüntülerinin diş ve kök boyu ölçümündeki doğruluk ve güvenilirliklerini karşılaştırmışlar ve 0,4 mm voksel genişliğinde yapılan CBCT ölçümlerinin 0,2 ve 0,3 mm'ye göre daha düşük güvenilirlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle, çalışmamızda endodontik çalışma boyu belirleyebilmek amacıyla 0,15 mm'lik voksel genişliğinde CBCT görüntüleri elde etmek uygun bulunmuştur.

Bulgularımıza göre, her iki ana grupta da CBCT ile elde edilen çalışma boylarının ortalama değerleri gerçek uzunlukların ortalama değerlerinde daha kısadır. Gerçek uzunluk ile CBCT ölçümleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış olsa da ($p>0,05$) bu bulgu, Lascala ve ark.'nın (163), CBCT ölçümlerinin her zaman gerçek uzunluktan daha kısa olduğunu bildiren

çalışmalarıyla ve literatürde çalışma boyu belirlenmesinde CBCT ile elde dilen ölçümlerin gerçek kanal uzunluğundan 0,02 – 0,59 mm aralığında daha kısa olma eğiliminde olduğunu bildiren çalışmalarla paralellik göstermektedir (152, 162, 164, 165).

Üstün ve ark. (166), 30 hasta üzerinde yaptıkları in vivo çalışmada, 73 adet geniş periapikal lezyonu bulunan tek köklü dişte 0,125 mm voksel genişliğinde CBCT kullanarak çalışma boyu belirlemişler, ardından bu dişlerde iki farklı elektronik apeks bulucu kullanarak belirlenen çalışma boylarıyla planlanan endodontik tedavileri tamamlayarak CBCT ile EAB'ler arasında kök rezorpsiyonu varlığında çalışma boyu belirlemede farklılık olup olmadığını karşılaştırmışlar ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları bu çalışmayla paralel olacak şekilde, rezorpsiyonlu grupta, EAB'ler CBCT'ye göre daha yüksek doğruluğa sahip olsa da her iki deney grubu arasında çalışma boyu belirlemede farklılık olmadığını göstermiştir. Bu bulgu, çalışma boyu belirlemede EAB'ler ile CBCT arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildiren diğer çalışmalarla da uyumludur (113, 149-151).

Segato ve ark. (153) yaptıkları çalışmalarında, EAB ile yapılan çalışma boyu ölçümlerinin CBCT ile yapılan ölçümlere kıyasla anlamlı derecede düşük olduğunu, ± 0,5 mm aralığında CBCT ile EAB'nin birlikte kullanılmasının (%80) yalnızca CBCT kullanılmasına (%73,3) kıyasla daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları bu çalışmayla paralellik gösterecek şekilde rezorpsiyonsuz grupta, ± 0,5 mm aralığında CBCT ölçümleri ve EAB ölçümleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmasa da EAB ölçümlerinin (%55) CBCT'ye (%60) kıyasla daha düşük doğruluğa sahip olduğunu göstermiştir.

Metska ve ark. (167), kesici, küçük azı ve büyük azı dişlerinden oluşan 33 adet maksiller dişteki 40 kök üzerinde, gerçek kanal uzunluğu, CBCT ile elde edilen çalışma boyu ve dijital radyografi ile elde edilen çalışma boyu ölçümlerini karşılaştırmışlar ve posterior büyük azı dişlerinde CBCT'nin dijital radyografiye göre daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları, Metska ve ark.'nın (167) çalışmasının aksine, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmasa da rezorpsiyonlu grupta RVG'nin CBCT ile eşit doğruluğa sahip olduğunu, rezorpsiyonsuz grupta ise RVG'nin %35'lik oranda CBCT'nin ise %10'luk oranda

doğruluğa sahip olduğunu göstermiştir. Metska ve ark. (167) çalışmalarında, bütün yumuşak dokuları ve diş bağlantıları korunan bir kadavra maksilla kemiği kullanmışlar ve görüntülemeleri bu çene kemiği üzerinde yapmışlardır. Çalışmamızda, gerçek bir klinik durumu en yakından yansıtabilmesi amacıyla yumuşak doku bağlantıları korunmamış olan kuru bir mandibula kemiği, Yılmaz ve ark. (113) ile Kamburoğlu ve ark.'nın (106) çalışmasında da uygulandığı gibi, CBCT görüntülemelerinden önce yumuşak doku taklidi amacıyla 1,5 cm kalınlığında modelasyon mumu ile kaplanmıştır. Her ne kadar bu modelasyon mumu, üzerinde görüntüleme yaptığımız kemiğe ulaşan X-ışınının yaratacağı artefaktları azaltmış ve görüntünün kalitesini in vivo şartlara yaklaştırmış olsa da gerçek yumuşak doku kadar yüksek bir filtreleme yapamadığını düşünmekteyiz. Çalışmamızın bulgularına göre CBCT ölçümlerinin RVG ölçümlerinden daha düşük doğruluk göstermesinin bu durumdan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

CBCT, üç boyutlu görüntüleme avantajıyla kök kanal morfolojisi ve kanal uzunluğu gibi konularda teşhis ve planlamaya yeni bir bakış açısı kazandırmış olsa da son yıllarda yapılan çalışmalarda referans olarak bilgisayarlı mikrotomografi (Micro CT / μCT) kullanılmaya başlanmıştır (168-171). Connert ve ark. (169) EAB ile yapılan çalışma boyu ölçümlerini mikro CT ölçümleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikro CT'yi kanalın apikal kısmındaki en dar yeri olan apikal daralım (minör foramen) bölgesinin en apikal noktasını referans noktası olarak tespit etmeyi mümkün kılan bir yöntem olarak nitelemişler, mikro CT'nin avantajının örneğe zarar vermeden analiz edebilme olduğunu bildirmişlerdir. Connert ve ark.'nın (169) yaptıkları çalışmalarında EAB'ler apikal daralımı tespit etmede başarılı olmalarına rağmen EAB'lerin çalışma boyunu majör foramenin ilerisinde tespit etme eğiliminde olduklarını bildirmişlerdir.

ElAyouti ve ark. (171) yaptıkları çalışmalarında, 271 adet kanal içeren 90 daimi büyük azı dişinde apikal daralımı tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında apikal daralımın (minör foramen) majör foramene ortalama 0,2 mm yakınlıkta olduğunu bildirmişlerdir. Daimi dişlerde yapılmış olan bu çalışma, düşük bir işlemsel hata payı anlamına gelmektedir ki klinik olarak uygulayıcının hata payı 0,2 mm'den yüksektir. Çalışmamızın bulguları, ElAyouti ve ark.'nın (171) çalışmasına paralel olacak şekilde, etkinliğini değerlendirdiğimiz beş farklı cihazın

her birinin, gerek elektronik apeks bulucu gerek radyografik yöntem incelendiğinde, etkinliklerini değerlendirdiğimiz referans aralıklarının arasında en yüksek doğruluk yüzdesine (rezorpsiyonlu grupta %30, rezorpsiyonsuz grupta %32) sahip oldukları aralığın minör foramenin 0,5 mm koronali olduğu gözlenmektedir. İlerleyen çalışmaların, süt dişlerinde minör forameni tespit edebilmede mikro CT'nin etkinliğini değerlendirmeye yönelebileceği düşünülmektedir.

Süt dişi kökleri genellikle bukkolingual düzlemde, oblik olarak rezorbe olduğundan rezorpsiyon seviyesinin radyografik yolla tam olarak saptanmasının mümkün olmadığı, bu nedenle rezorpsiyonun ilerlediği durumlarda dahi bunun radyografide fark edilemediği ve izlenen kök uzunluğunun yanıltıcı olabileceği belirtilmiştir (172). Zeren (172), daimi diş germinin süt dişi köklerinin altında veya arasında bulunduğu pozisyonun, apikal açıklığın konumu ile ilişkisi olup olmadığını ve buna bağlı olarak süt dişlerinde çalışma boyunun belirlenmesinde daimi diş germinin referans olarak kullanılıp kullanılamayacağını araştırdığı çalışmasında, daimi diş nerede bulunursa bulunsun çalışma boyu tespiti için radyolojik apeksin referans olarak alınmasının doğru bir yaklaşım olacağını, daimi diş germinin süt dişi kökünün apikal 1/3 ve 2/3 seviyesine yükseldiği ilerlemiş rezorpsiyon varlığında, çalışma boyunun radyolojik apeksten 3 mm koronalde bitirilmesinin uygun olacağını, daimi diş germinin süt dişi kökleri altında konumlandığı rezorpsiyonun bulunmadığı durumlarda ise çalışma boyunun radyolojik apeksten 1 ya da 2 mm koronalde bitirilmesinin uygun olacağını bildirmiştir. Çalışmamızın bulgularına göre, rezorpsiyonlu grupta, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da radyografik yöntemin çalışma boyu belirlemedeki başarısının 0,0 noktasından koronale doğru giderek arttığı, en yüksek doğruluğa sahip olduğu referans aralığının ± 0,5 mm aralığı olduğu gözlenmiştir (Tablo 4.5). Bu bulgumuza dayanarak, ilerlemiş rezorpsiyon varlığının, radyografik yöntemin çalışma boyu belirlemede etkinliğinin düşmesi ile ilişkilendirilebileceğini düşünmekteyiz.

Yılmaz ve ark. (113) kuru bir mandibula üzerindeki 30 dişte yaptıkları in vitro çalışmada, çalışma boyu belirlemede EAB'lerin, CBCT ve radyografiye göre daha iyi sonuçlar verdiğini ve bu üç yöntemin de gerçek kanal uzunluğu ile yüksek korelasyonda olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları, bu çalışmayla uyumlu olacak şekilde rezorpsiyonlu grupta sırayla:

COXO > iPex > Apex ID > CBCT=RVG
(%25) (%20) (%10) (%0)

olacak şekilde elektronik yöntemin daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu göstermiştir. Bu bulgumuz, çalışma boyu belirlenmesinde elektronik yöntemin radyografik yönteme göre daha başarılı olduğunu, radyografik yöntemin kök rezorpsiyonu varlığında etkinliğinin düşebileceğini bildiren çalışmalarla da paralellik göstermektedir (113, 152, 172).

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçların süt dişi kök kanal tedavilerinin başarısı üzerine etkisinin anlaşılabilmesi amacıyla, bu konuda yapılacak klinik takipli in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca, 1980'li yıllardan itibaren günümüze değin 3 boyutlu görüntüleme sistemlerinde sağlanan ilerlemeler, gelecekte bu sistemlerin daha da geliştirilerek daha yüksek kalitede görüntülerin daha düşük radyasyon uygulanarak elde edilmesi ve rutin klinik kullanıma uygun hale getirilmesi konusunda umut vadetmektedir. Günümüzde görüntülenen birim obje için gerekli olan maliyetin yüksek olduğu ve in vivo şartlarda kullanımının henüz mümkün olmadığı mikro CT gibi yöntemlerin geliştirilmesi, süt dişi kök kanal morfolojisinin daha iyi bir şekilde anlaşılmasına ve dolayısı ile kök kanal tedavisi uygulamalarında daha başarılı sonuçlar elde edilmesine imkan tanıyacaktır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Üç farklı elektronik apeks bulucu, radyovizyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin süt dişi kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirlemede doğruluğunun in vitro değerlendirmesinin yapıldığı bu çalışmada;

1) Süt dişlerinde çalışma boyu belirlenmesinde elektronik yöntem ve radyografik yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).
2) Kök rezorpsiyonu bulunan ve bulunmayan süt azı dişlerinde gerçek kanal uzunlukları ile COXO C Smart-1 Pro, iPex ve Apex ID EAB'leri, RVG ve CBCT ile elde edilen çalışma boyu ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Kök kanal tedavisi endikasyonu bulunan süt azı dişlerinde 1/3 kök boyunu geçmemiş kök rezorpsiyonunun çalışma boyu belirlenmesinde doğruluğu etkilemediği gözlendi.
3) Kök rezorpsiyonu bulunan süt azı dişlerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da elektronik yöntemin radyografik yönteme göre daha yüksek doğruluğa sahip olduğu gözlendi. Kök kanal tedavisinin başlangıcından bitişine kadar pek çok kez radyograf alınma gerekliliği bulunduğundan en azından çalışma boyu belirleme aşamasında elektronik apeks bulucuların kullanılmasının hastaya verilecek radyasyonu azaltmak açısından doğru bir yaklaşım olacağını düşünmekteyiz.
4) Multifrekanslı empedans oranı prensibine göre çalışan, COXO C Smart-1 Pro, iPex ve Apex ID EAB'lerinin gerçek kanal uzunluklarında ölçüm yapma sıklığı, minör foramenin 0,5 mm daha koronalinde ölçüm yapma sıklığından daha düşük olarak gözlendi. Bu bulguyu dikkate alarak süt azı dişlerinde çalışma boyunu minör foramenden en az 0,5 mm daha koronalde belirlemenin, periapikal dokuların ve daimi diş germinin irritasyonundan kaçınmak amacıyla en sağlıklı yaklaşım olacağını düşünmekteyiz.
5) Kök rezorpsiyonu bulunmayan süt azı dişlerinde, tüm diğer alt gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da RVG'nin minör forameni tespit etmede yüksek doğruluğa sahip olduğu gözlendi. RVG'nin, süt dişlerinde çalışma boyu belirlenmesinde belirgin bir

avantajı gözlenmese de konvansiyonel radyografiye göre daha düşük radyasyon gerektirmesi, görüntünün kalitesi üzerinde değişikliğe imkan vermesi ve daha hızlı görüntü elde edilmesini sağlaması gibi avantajları nedeniyle çocuk diş hekimliğinde tercih edilebilir olduğunu düşünmekteyiz.

6) Hem rezorpsiyonlu hem rezorpsiyonsuz dişlerde diğer gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da CBCT'nin süt azı dişlerinde minör forameni tespit etmede başarılı olduğu gözlendi. Konvansiyonel radyografi ve dijital radyografiye göre daha yüksek radyasyon dozu içermesi ve elektronik yöntemle anlamlı bir farklılık göstermemesi nedeniyle kök kanal tedavisinde çalışma boyu belirleme aşamasında CBCT alınması gerekliliği bulunmadığını ancak daha önceden hastadan alınmış olan CBCT görüntüleri bulunuyorsa, bu görüntüler üzerinde çalışma boyu belirlenerek kök kanal tedavisinin uygulanabileceğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Ahamed SSS, Reddy VN, Krishnakumar R, Mohan MG, Sugumaran DK, Rao AP. Prevalence of early loss of primary teeth in 5–10-year-old school children in Chidambaram town. Contemporary Clinical Dentistry, 3(1): 27, 2012.

2. Pinkham JR, Casamassimo P, Fields H, McTigue D, Nowak A. Pediatric dentistry. Infancy through adolescences. 4th ed, WB Saunders Co, Philadelphia, 2005.

3. Alaçam A. Pedodontide Endodontik Yaklaşımlar. Barış Yayınları, Ankara, 2000.

4. Trairatvorakul C, Chunlasikaiwan S. Success of pulpectomy with zinc oxide-eugenol vs calcium hydroxide/iodoform paste in primary molars: a clinical study. Pediatric Dentistry, 30(4): 303-08, 2008.

5. Gordon M, Chandler N. Electronic apex locators. International endodontic journal, 37(7): 425-37, 2004.

6. Ricucci D, Langeland K. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 2. A histological study. International endodontic journal, 31(6): 394-409, 1998.

7. Duransoy Yapar AG. Kanal boyu tespitinde apeks bulucu, dijital ve konvansiyonel periapikal radyografilerin doğruluğunun karşılaştırılması [Doktora Tezi], Ege Üniversitesi, 2008.

8. Kumar G. Orban's oral histology & embryology. Elsevier Health Sciences, 2014.

9. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology-E-Book: Development, Structure, and Function. Elsevier Health Sciences, 2017.

10. Ruschel H, Ligocki G, Flaminghi D, Fossati A. Microstructure of mineralized tissues in human primary teeth. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 35(3): 295-300, 2011.

11. Trowbridge HO, Kim S. Pulp development, structure and function. Cohen S and Burns RC Pathways of the Pulp(6th ed) Mosby: St Louis: 296-336, 1994.

12. Goldberg M, Takagi M. Dentine proteoglycans: composition, ultrastructure and functions. The Histochemical Journal, 25(11): 781-806, 1993.

13. Agematsu H, Abe S, Shiozaki K, Usami A, Ogata S, Suzuki K ve ark. Relationship between large tubules and dentin caries in human deciduous tooth. The Bulletin of Tokyo Dental College, 46(1+ 2): 7-15, 2005.

14. Özçobanoğlu G, Durutürk L. Süt dişlerinde pulpa ve dentinin histolojik yapısal özellikleri. Acta Odontologica Turcica, 30(2): 99-109, 2013.

15. Hirayama A, Yamada M, Miake K. Analytical electron-microscopic studies on the dentinal tubules of human decidious teeth. Journal of Dental Research; 1985: American Association Dental Research 1985. p. 743-43.

16. Gülhan A, Pedodonti İ. Basımevi ve Film Merkezi. İstanbul, 1994.

17. Rapp R. Vascular pathways within pulpal tissue of human primary teeth. The Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 16(3): 183-201, 1992.

18. Fox A, Heeley J. Histological study of pulps of human primary teeth. Archives of Oral Biology, 25(2): 103-10, 1980.

19. Harokopakis-Hajishengallis E. Physiologic root resorption in primary teeth: molecular and histological events. Journal of Oral Science, 49(1): 1-12, 2007.

20. Sari S, Aras S, Gunhan O. The effect of physiological root resorption on the histological structure of primary tooth pulp. The Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 23(3): 221-25, 1999.

21. Aras Ş. Ergun E. Fizyolojik kök rezorpsiyonu esnasında süt dişlerinin pulpa ve kök dokularının histolojik olarak incelenmesi A Ü Diş Hek Fak Derg, 10: 57-67, 1983.

22. Sahara N, Okafuji N, Toyoki A, Suzuki I, Deguchi T, Suzuki K. Odontoclastic resorption at the pulpal surface of coronal dentin prior to the shedding of human deciduous teeth. Archives of Histology and Cytology, 55(3): 273-85, 1992.

23. Reader A, Foreman DW. An ultrastructural qualitative investigation of human intradental innervation. Journal of Endodontics, 7(4): 161-68, 1981.

24. Dammaschke T, Witt M, Ott K, Schäfer E. Scanning electron microscopic investigation of incidence, location, and size of accessory foramina in primary and permanent molars. Quintessence International, 35(9), 2004.

25. Finn SB. Morphology of the primary teeth. Clinical Pedodontics, 4: 12, 1973.

26. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. 3rd ed, Nobel Tıp Kitabevleri, 2006.

27. Camp J. Pediatric endodontics, endodontic treatment for the primary and young permanent dentition. Pathways of the Pulp: 833-39, 2002.

28. Sarı Ş, Aras Ş. Süt molar dişlerde kök kanal morfolojisi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 31: 157-67, 2004.

29. Yang R, Yang C, Liu Y, Hu Y, Zou J. Evaluate root and canal morphology of primary mandibular second molars in Chinese individuals by using cone-beam computed tomography. Journal of the Formosan Medical Association, 112(7): 390-95, 2013.

30. Prove S, Symons A, Meyers I. Physiological root resorption of primary molars. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 16(3): 202-6, 1992.

31. Matsuda E. Ultrastructural and cytochemical study of the odontoclasts in physiologic root resorption of human deciduous teeth. Microscopy, 41(3): 131-40, 1992.

32. Dard M, Kerebel L, Kerebel B. A transmission electron microscope study of fibroblast changes in human deciduous tooth pulp. Archives of Oral Biology, 34(4): 223-28, 1989.

33. Logan WH, Kronfeld R. Development of the human jaws and surrounding structures from birth to the age of fifteen years. The Journal of the American Dental Association (1922), 20(3): 379-428, 1933.

34. Stallard RE. Periodontic-endodontic relationships. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 34(2): 314-26, 1972.

35. Ross IF. The relation between periodontal and pulpal disorders. The Journal of the American Dental Association, 84(1): 134-39, 1972.

36. Lin LM, Huang G. Pathobiology of the periapex. Cohen's Pathway to the Pulp. 10th ed, MO: Mosby Inc, St. Louis, 2011.

37. Şimşek N, Bulut E. Pulpa ve Periapikal Doku Hastalıklarında Bakterilerin Önemi: Bölüm II. 2: 44-48, 2013.

38. Mass E, Zilberman U. Endodontic treatment of infected primary teeth, using Maisto's paste. ASDC Journal of Dentistry for Children, 56(2): 117-20, 1989.

39. Kramer W, Ireland R. Measurements of the primary teeth. J Dent Child, 26: 252-61, 1959.

40. Stock C. Endodontics--position of the apical seal. British Dental Journal, 176(9): 329, 1994.

41. 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, 90(2): 379-87, 1975.

42. Cohen S, Burns RC, Walton R, Torabenijad M. Pathways of the Pulp (1). Learning, 30: 10, 1998.

43. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 6th ed, Mosby St. Louis, 1994.

44. Shearer A, Horner K, Wilson N. Radiovisiography for length estimation in root canal treatment: an in-vitro comparison with conventional radiography. International Endodontic Journal, 24(5): 233-39, 1991.

45. Levy A, Glatt L. Deviation of the apical foramen from the radiographic apex. The Journal of the New Jersey State Dental Society, 41(8): 12-13, 1970.

46. Pineda F, Kuttler Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 33(1): 101-10, 1972.

47. Cederberg RA, Tidwell E, Frederiksen NL, Benson BW. Endodontic working length assessment: Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, 85(3): 325-28, 1998.

48. Hedrick RT, Dove SB, Peters DD, McDavid WD. Radiographic determination of canal length: direct digital radiography versus conventional radiography. Journal of Endodontics, 20(7): 320-26, 1994.

49. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apexes. The Journal of the American Dental Association, 50(5): 544-52, 1955.

50. Rushton V, Shearer A, Horner K, Czajka J. An in vitro comparison of 10 radiographic methods for working length estimation. International Endodontic Journal, 28(3): 149-53, 1995.

51. Ludlow JB, Platin E, Mol A. Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 91(1): 120-29, 2001.

52. Sheaffer JC, Eleazer PD, Scheetz JP, Clark SJ, Farman AG. A comparison of D-, E-, and F-speed conventional intraoral radiographic films in endodontic measurement. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 93(3): 337-40, 2002.

53. Sheaffer JC, Eleazer PD, Scheetz JP, Clark SJ, Farman AG. Endodontic measurement accuracy and perceived radiograph quality: effects of film speed and density. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 96(4): 441-48, 2003.

54. Brettle DS, Workman A, Ellwood R, Launders J, Horner K, Davies R. The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography. The British Journal of Radiology, 69(819): 256-61, 1996.

55. Scarfe W, Potter B, Farman A. Effects of instruction on the knowledge, attitudes and beliefs of dental students towards digital radiography. Dentomaxillofacial Radiology, 25(2): 103-08, 1996.

56. Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JP. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, 68(2): 238-42, 1989.

57. Van der Stelt P. Research utilizing dental electronic record. Joint symposium IADR, AADR and ADEA San Diego, CA March 6, 2002; 2002; 2002.

58. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl H-G. Image plate systems differ in physical performance. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 89(1): 118-24, 2000.

59. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental photostimulable phosphor radiography. Dental Clinics of North America, 44(2): 273-97, , 2000.

60. Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. Journal of Contemporary Dental Practice, 3(4): 23-39, 2002.

61. Petrikowski CG. Introducing digital radiography in the dental office: an overview. Journal of the Canadian Dental Association, 71(9), 2005.

62. Berkhout E, Sanderink G, van der Stelt P. Digital intra-oral radiography in dentistry. Diagnostic efficacy and dose considerations. Oral Radiology, 19(1): 1-13, 2003.

63. Miles DA. Imaging using solid-state detectors. Dental Clinics of North America, 37(4): 531-40, 1993.

64. Nair MK, Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. Journal of Endodontics, 33(1): 1-6, 2007.

65. Farman AG, Scarfe WC, Schick DB, Rumack PM. Computed dental radiography: evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. Quintessence International, 26(6), 1995.

66. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists: Physics. Biology and Protection, 6, 2001.

67. Wakoh M, Kuroyanagi K. Digital imaging modalities for dental practice. The Bulletin of Tokyo Dental College, 42(1): 1-14, 2001.

68. Custer L. Exact methods of locating the apical foramen. The Journal of the National Dental Association, 5(8): 815-19, 1918.

69. Suzuki K. Experimental study on iontophoresis. Japanese Journal of Stomatology, 16: 411-29, 1942.

70. Sunada I. New method for measuring the length of the root canal. Journal of Dental Research, 41(2): 375-87, 1962.

71. Nekoofar M, Ghandi M, Hayes S, Dummer P. The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices. International Endodontic Journal, 39(8): 595-609, 2006.

72. 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, 28(2): 83-85, 2002.

73. Suchde R, Talim S. Electronic ohmmeter: an electronic device for the determination of the root canal length. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 43(1): 141-50, 1977.

74. Tınaz AC, Sevimli LS, Görgül G, Türköz EG. The effects of sodium hypochloride concentrations on the accuracy of an apex locating device. Journal of Endodontics, 28(3): 160-62, 2002.

75. Tınaz C. Kanal tedavisinde çalışma boyutu. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 18(1): 31-37, 2001.

76. Inoue N. An audiometric method for determining the length of root canals. Journal of the Canadian Dental Association, 39(9): 630-36, 1973.

77. Inoue N. Dental" stethoscope" measures root canal. Dental survey, 48(1): 38, 1972.

78. Saito T, Yamashita Y. Electronic determination of root canal length by newly developed measuring device. Influences of the diameter of apical foramen, the size of K-file and the root canal irrigants. Dentistry in Japan, 27(1): 65-72, 1990.

79. Frank AL, Torabinejad M. An in vivo evaluation of Endex electronic apex locator. Journal of Endodontics, 19(4): 177-79, 1993.

80. Kobayashi C, Okiji T, Kaqwashima N, Suda H, Sunada I. A basic study on the electronic root canal length measurement: Part 3. Newly designed electronic root canal length measuring device using division method. Japanese Journal of Conservative Dentistry, 34: 1442-8, 1991.

81. Hör D, Krusy S, Attin T. Ex vivo comparison of two electronic apex locators with different scales and frequencies. International Endodontic Journal, 38(12): 855-59, 2005.

82. 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, 39(5): 408-14, 2006.

83. Hoer D, Attin T. The accuracy of electronic working length determination. International Endodontic Journal, 37(2): 125-31, 2004.

84. Dunlap CA, Remeikis NA, BeGole EA, Rauschenberger CR. An in vivo evaluation of an electronic apex locator that uses the ratio method in vital and necrotic canals. Journal of Endodontics, 24(1): 48-50, 1998.

85. Akisue E, Gavini G, de Figueiredo JAP. Influence of pulp vitality on length determination by using the Elements Diagnostic Unit and Apex Locator. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 104(4): e129-e32, 2007.

86. 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, 27(3): 209-11, 2001.

87. Meares WA, Steiman HR. The influence of sodium hypochlorite irrigation on the accuracy of the Root ZX electronic apex locator. Journal of Endodontics, 28(8): 595-98, 2002.

88. Prasad AB, Srivastava H, Srivastava AA, Raisingani D. An in vitro evaluation of the accuracy of two electronic apex locators to determine working length in the presence of various irrigants. Ethiopian Journal of Health Sciences, 26(5): 457-62, 2016.

89. Kim E, Lee S-J. Electronic apex locator. Dental Clinics of North America, 48(1): 35-54, 2004.

90. Herrera M, Ábalos C, Planas AJ, Llamas R. Influence of apical constriction diameter on Root ZX apex locator precision. Journal of Endodontics, 33(8): 995-98, 2007.

91. Akisue E, Gratieri SD, Barletta FB, Caldeira CL, Grazziotin-Soares R, Gavini G. Not all electronic foramen locators are accurate in teeth with enlarged apical foramina: an in vitro comparison of 5 brands. Journal of Endodontics, 40(1): 109-12, 2014.

92. Tosun G, Erdemir A, Eldeniz A, Sermet U, Sener Y. Accuracy of two electronic apex locators in primary teeth with and without apical resorption: a laboratory study. International Endodontic Journal, 41(5): 436-41, 2008.

93. 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, 12(2): 137, 2008.

94. Saraswathi V, Kedia A, Purayil TP, Ballal V, Saini A. Comparative evaluation of the accuracy of two electronic apex locators in determining the working length in teeth with simulated apical root resorption: An in vitro study. Journal of Conservative Dentistry, 19(5): 402, 2016.

95. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. International Endodontic Journal, 42(6): 447-62, 2009.

96. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology-E-Book: Principles and interpretation. Elsevier Health Sciences, 2014.

97. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European Radiology, 8(9): 1558-64, 1998.

98. Mallya SM. Principles of cone beam computed tomography. 3D Imaging in Endodontics, Springer, 1-14, 2016.

99. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H, Teixeira FB. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. Journal of Oral Science, 54(3): 227-32, 2012.

100. Fayad MI, Levin MD, Rubinstein RA, Hirschberg CS, Nair M, Benavides E ve ark. Use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. Journal of Endodontics, 41(9): 1393-96, 2015.

101. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, 113(6): 817-26, 2012.

102. May JJ, Cohenca N, Peters OA. Contemporary management of horizontal root fractures to the permanent dentition: diagnosis—radiologic assessment to include cone-beam computed tomography. Pediatric Dentistry, 35(2): 120-24, 2013.

103. Estrela C, Bueno MR, De Alencar AHG, Mattar R, Neto JV, Azevedo BC ve ark. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. Journal of Endodontics, 35(11): 1491-97, 2009.

104. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. International Endodontic Journal, 44(2): 136-47, 2011.

105. Moorrees CF, Fanning EA, Hunt Jr EE. Formation and resorption of three deciduous teeth in children. American Journal of Physical Anthropology, 21(2): 205-13, 1963.

106. Kamburoğlu K, Yeta EN, Yılmaz F. An ex vivo comparison of diagnostic accuracy of cone-beam computed tomography and periapical radiography in the detection of furcal perforations. Journal of Endodontics, 41(5): 696-702, 2015.

107. Moskovitz M, Sammara E, Holan G. Success rate of root canal treatment in primary molars. Journal of Dentistry, 33(1): 41-47, 2005.

108. Ahmed H. Anatomical challenges, electronic working length determination and current developments in root canal preparation of primary molar teeth. International Endodontic Journal, 46(11): 1011-22, 2013.

109. Barcelos R, Tannure PN, Gleiser R, Luiz RR, Primo LG. The influence of smear layer removal on primary tooth pulpectomy outcome: a 24-month, double-blind, randomized, and controlled clinical trial evaluation. International Journal of Paediatric Dentistry, 22(5): 369-81, 2012.

110. Pascon FM, Kantovitz KR, Cavallaro FD, Puppin-Rontani RM. Permeability and smear layer removal: effects of different chemical agents on the primary root dentin. Pediatric Dentistry, 34(4): 81E-85E, 2012.

111. Bhat KV, Shetty P, Anandakrishna L. A Comparative Evaluation of Accuracy of New-generation Electronic Apex Locator with Conventional Radiography to determine Working Length in Primary Teeth: An in vivo Study. International Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 10(1): 34, 2017.

112. Mokhtari N, Shirazi A-S, Ebrahimi M. A smart rotary technique versus conventional pulpectomy for primary teeth: A randomized controlled clinical study. Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 9(11): e1292, 2017.

113. 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, 43(1): 152-56, 2017.

114. Nagayoshi M, Kitamura C, Fukuizumi T, Nishihara T, Terashita M. Antimicrobial effect of ozonated water on bacteria invading dentinal tubules. Journal of Endodontics, 30(11): 778-81, 2004.

115. Kramer PF, Faraco Júnior ÍM, Meira R. A SEM investigation of accessory foramina in the furcation areas of primary molars. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 27(2): 157-61, 2004.

116. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. Journal of Endodontics, 16(10): 498-504, 1990.

117. Wu M-K, Wesselink PR, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 89(1): 99-103, 2000.

118. Camp J. Pulp therapy for primary and young permanent teeth. Dental Clinics of North America, 28: 651-68, 1984.

119. Garcia-Godoy F. Evaluation of an iodoform paste in root canal therapy for infected primary teeth. ASDC Journal of Dentistry for Children, 54(1): 30-34, 1987.

120. Nelson-Filho P, Romualdo P, Bonifácio K, Leonardo MR, Silva RABd, Silva LABd. Accuracy of the iPex multi-frequency electronic apex locator in primary molars: an ex vivo study. International Endodontic Journal, 44(4): 303-06, 2011.

121. Vasconcelos BCd, Bueno MdM, Luna-Cruz SM, Duarte MAH, Fernandes CAdO. Accuracy of five electronic foramen locators with different operating systems: an ex vivo study. Journal of Applied Oral Science, 21(2): 132-37, 2013.

122. Oliveira TN, Vivacqua-Gomes N, Bernardes RA, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC. Determination of the accuracy of 5 electronic apex locators in the function of different employment protocols. Journal of Endodontics, 43(10): 1663-67, 2017.

123. Burger CL, Mork TO, Hutter JW, Nicoll B. Direct digital radiography versus conventional radiography for estimation of canal length in curved canals. Journal of Endodontics, 25(4): 260-63, 1999.

124. Lamus F, Katz JO, Glaros AG. Evaluation of a digital measurement tool to estimate working length in endodontics. The Journal of Contemporary Dental Practice, 2(1): 24-30, 2001.

125. Silva E, Herrera D, Souza-Junior E, Rosa T. Evaluation of the multifrequency electronic apex locator Joypex 5 in primary teeth. European Archives of Paediatric Dentistry, 15(1): 51-54, 2014.

126. 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, 43(10): 1716-19, 2017.

127. Ellingsen MA, Harrington GW, Hollender LG, Odont D. Radiovisiography versus conventional radiography for detection of small instruments in endodontic length determination. Part 1. In vitro evaluation. Journal of Endodontics, 21(6): 326-31, 1995.

128. Gutierrez JH, Aguayo P. Apical foraminal openings in human teeth. Number and location. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics, 79(6): 769-77, 1995.

129. Zeren AE, Sarı Ş. Süt dişlerinde kanal çalışma boyu ölçümünde kullanılan güncel yöntemler: dijital radyografi ve elektronik apeks bulucular. Acta Odontologica Turcica, 31(1): 49-53, 2014.

130. Neena I, Ananthraj A, Praveen P, Karthik V, Rani P. Comparison of digital radiography and apex locator with the conventional method in root length determination of primary teeth. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry, 29(4): 300, 2011.

131. Oznurhan F, Ünal M, Kapdan A, Ozturk C, Aksoy S. Clinical evaluation of apex locator and radiography in primary teeth. International Journal of Paediatric Dentistry, 25(3): 199-203, 2015.

132. Angwaravong O, Panitvisai P. Accuracy of an electronic apex locator in primary teeth with root resorption. International Endodontic Journal, 42(2): 115-21, 2009.

133. Subramaniam P, Konde S, Mandanna D. An in vitro comparison of root canal measurement in primary teeth. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry, 23(3): 124, 2005.

134. Nelson-Filho P, Lucisano MP, Leonardo MR, Da Silva RAB, Da Silva LAB. Electronic working length determination in primary teeth by ProPex and Digital Signal Processing. Australian Endodontic Journal, 36(3): 105-08, 2010.

135. Stöber EK, Duran-Sindreu F, Mercadé M, Vera J, Bueno R, Roig M. An evaluation of root ZX and iPex apex locators: an in vivo study. Journal of Endodontics, 37(5): 608-10, 2011.

136. Paludo L, Souza SLd, Só MVR, Rosa RAd, Vier-Pelisser FV, Duarte MAH. An in vivo radiographic evaluation of the accuracy of Apex and iPex electronic Apex locators. Brazilian Dental Journal, 23(1): 54-58, 2012.

137. Dandempally A, Muppa R, Duddu M, Bhupatiraju P, Nallanchakrava S. Formulating a regression equation for determination of working length in primary molars using apex locators: a clinical study. European Archives of Paediatric Dentistry, 14(6): 369-74, 2013.

138. Taneja S, Kumar M, Sharma SS, Gogia H. Comparative Evaluation of Accuracy of Three Electronic Apex Locators in Different Simulated Clinical Conditions-An invitro Study. Annals of Medical and Health Sciences Research, 7(3), 2017.

139. Raghu KN, Daniel JG, Razvi S, Vinaychandra R, Kini A, Nandakishore KJ. In vivo evaluation of the accuracy of working length determination using an electronic apex locater IPEX (NSK) on vital uninfected teeth and teeth with radiographic evidence of periapical lesions. Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry, 4(Suppl 3): S204, 2014.

140. Mello-Moura ACV, Moura-Netto Cd, Araki A, Guedes-Pinto AC, Mendes FM. Ex vivo performance of five methods for root canal length determination in primary anterior teeth. International Endodontic Journal, 43(2): 142-47, 2010.

141. 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, 29(6): 470-74, 2007.

142. Martínez-Lozano M, Forner-Navarro L, Sánchez-Cortés J, Llena-Puy C. Methodological considerations in the determination of working length. International Endodontic Journal, 34(5): 371-76, 2001.

143. Van Der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. The Journal of the American Dental Association, 136(10): 1379-87, 2005.

144. van der Stelt PF. Better imaging: the advantages of digital radiography. The Journal of the American Dental Association, 139: S7-S13, 2008.

145. Dhingra A, Dayal C, Singh A, Bhardwaj N. Predetermination of root canal lengths in molar teeth: A comparison between radiovisiography and two-dimensional and three-dimensional measurements using cone-beam computed tomography. Indian Journal of Dentistry, 6(4): 195, 2015.

146. Lozano A, Forner L, Llena C. Abstract. International Endodontic Journal, 35(6): 542-50, 2002.

147. Kqiku L, Städtler P. Radiographic versus electronic root canal working length determination. Indian Journal of Dental Research, 22(6): 777, 2011.

148. Sherrard JF, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 137(4): S100-S08, 2010.

149. Janner SF, Jeger FB, Lussi A, Bornstein MM. Precision of endodontic working length measurements: a pilot investigation comparing cone-beam computed tomography scanning with standard measurement techniques. Journal of Endodontics, 37(8): 1046-51, 2011.

150. 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, 38(7): 884-88, 2012.

151. Connert T, Hülber-J M, Godt A, Löst C, Elayouti A. Accuracy of endodontic working length determination using cone beam computed tomography. International Endodontic Journal, 47(7): 698-703, 2014.

152. Lucena C, López J, Martin J, Robles V, González-Rodríguez M. Accuracy of working length measurement: electronic apex locator versus cone-beam computed tomography. International Endodontic Journal, 47(3): 246-56, 2014.

153. Segato AVK, Piasecki L, Nuñovero MFI, da Silva Neto UX, Westphalen VPD, Gambarini G ve ark. The Accuracy of a New Cone-beam Computed Tomographic Software in the Preoperative Working Length Determination Ex Vivo. Journal of Endodontics, 44(6): 1024-29, 2018.

154. Jainaen A, Mahakunakorn N, Arayatrakullikit U, Sutthiprapaporn P, Noisombat R. Cone-beam computed tomography evaluation of curved root canals prepared using reciprocal rotary files and rotational rotary files. Journal of Conservative Dentistry, 21(1): 32, 2018.

155. Ozcan G, Sekerci AE, Cantekin K, Aydinbelge M, Dogan S. Evaluation of root canal morphology of human primary molars by using CBCT and comprehensive review of the literature. Acta Odontologica Scandinavica, 74(4): 250-58, 2016.

156. Musale P, Mujawar S. Evaluation of the efficacy of rotary vs. hand files in root canal preparation of primary teeth in vitro using CBCT. European Archives of Paediatric Dentistry, 15(2): 113-20, 2014.

157. Shaikh SM, Goswami M. Evaluation of the Effect of Different Root Canal Preparation Techniques in Primary Teeth Using CBCT. Journal of Clinical Pediatric Dentistry, 2018.

158. Radhika E, Reddy ER, Rani ST, Kumar LV, Manjula M, Mohan TA. Cone Beam Computed Tomography Evaluation of Hand Nickel-Titanium K-Files and Rotary System in Primary Teeth. Pediatric Dentistry, 39(4): 319-23, 2017.

159. Deshpande AN, Joshi NH, Naik KS. In vitro comparative evaluation of cleaning efficacy and volumetric filling in primary molars: Cone beam computed tomography evaluation. Contemporary Clinical Dentistry, 8(1): 33, 2017.

160. Nagaveni N, Yadav S, Poornima P, Bharath K, Mathew MG, Kumar PN. Volumetric evaluation of various obturation techniques in primary teeth using cone beam computed tomography–An in vitro study. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry, 35(3): 244, 2017.

161. Singh A, Gupta N, Agarwal N, Kumar D, Anand A. A comparative volumetric evaluation of four obturating techniques in primary teeth using cone beam computed tomography. Pediatric Dentistry, 39(2): 11E-16E, 2017.

162. Liang Y-H, Jiang L, Chen C, Gao X-J, Wesselink PR, Wu M-K ve ark. The validity of cone-beam computed tomography in measuring root canal length using a gold standard. Journal of Endodontics, 39(12): 1607-10, 2013.

163. Lascala C, Panella J, Marques M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofacial Radiology, 33(5): 291-94, 2004.

164. Michetti J, Georgelin-Gurgel M, Mallet J-P, Diemer F, Boulanouar K. Influence of CBCT parameters on the output of an automatic edge-detection-based endodontic segmentation. Dentomaxillofacial Radiology, 44(8): 20140413, 2015.

165. Aktan AM, Yildirim C, Karataşlıoğlu E, Çiftçi ME, Aksoy F. Effects of voxel size and resolution on the accuracy of endodontic length measurement using cone beam computed tomography. Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 208: 96-102, 2016.

166. 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, 42(9): 1334-37, 2016.

167. Metska ME, Liem VML, Parsa A, Koolstra JH, Wesselink PR, Ozok AR. Cone-beam computed tomographic scans in comparison with periapical radiographs for root canal length measurement: an in situ study. Journal of Endodontics, 40(8): 1206-09, 2014.

168. Park J-W, Lee J-K, Ha B-H, Choi J-H, Perinpanayagam H. Three-dimensional analysis of maxillary first molar mesiobuccal root canal configuration and curvature using micro–computed tomography. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 108(3): 437-42, 2009.

169. Connert T, Judenhofer M, Hülber-j M, Schell S, Mannheim J, Pichler B ve ark. Evaluation of the accuracy of nine electronic apex locators by using Micro-CT. International Endodontic Journal, 51(2): 223-32, 2018.

170. Domark JD, Hatton JF, Benison RP, Hildebolt CF. An ex vivo comparison of digital radiography and cone-beam and micro computed tomography in the detection of the number of canals in the mesiobuccal roots of maxillary molars. Journal of Endodontics, 39(7): 901-05, 2013.

171. ElAyouti A, Hülber-j M, Judenhofer MS, Connert T, Mannheim JG, Löst C ve ark. Apical constriction: location and dimensions in molars—a micro–computed tomography study. Journal of Endodontics, 40(8): 1095-99, 2014.

172. Zeren A. Daimi Diş Jerminin Süt Dişi Köklerinde Apikal Açıklığın Lokalizasyonu Üzerine Etkisinin Cone Beam Bilgisayarlı Tomografİler Üzerinde Değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. Ankara, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Mevlüt Kayabaşı

Doğum Yeri ve Tarihi: Şanlıurfa,14.10.1990

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dil: İngilizce

İletişim Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Merkez/SİVAS

Tel: +90 346 219 10 10

Faks: +90 346 219 12 37

E-posta Adresi: mevlutkybs@gmail.com

Eğitim Bilgileri

Uzmanlık Eğitimi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak. 2016 -halen

Lisans: Selçuk Üniversitesi Diş Hek. Fak. 2009-2014

Lise: Kalaba Anadolu Lisesi 2004-2008

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler, Kurslar ve Bilimsel Toplantılarda Takdim Edilen ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Ve Sunumlar

-FDI World Dental Congress, "*Taurodontism and tetrasomy x: Case report*" (Poster Sunumu), 29 Ağustos – 1 Eylül 2017, Madrid, İspanya

-24. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, "*Diş Hekimlerinin Pediatrik Dental Tedaviler Sırasındaki Streslerinin İncelenmesi*" (Sözlü Sunum), 27-30 Eylül 2018, Ankara, Türkiye

-IFEA 11th World Endodontic Congress, "*The Effect of Different Chelating Agents on the Push-Out Bond Strength of ProRoot Mta and Endosequence Root Repaır Material*" (Poster Sunumu), 4-7 Eylül 2018, Seul, Güney Kore.

-Türk Pedodonti Derneği Dental Travmatoloji Güncelleme Eğitimi, 7 Ocak 2018, Ankara, Türkiye.

Makaleler

-Buldur, B., Öznurhan, F., Kayabaşı, M., Şahin, F. *Kompomerin Kalsiyum Silikat Esaslı Simanlara Olan Makaslama Bağlanma Dayanımı*. Cumhuriyet Dental Journal, 21(1), 18-23.

-Buldur B, Çukurcu Ç, Güvendi O N, Kayabaşı M, Aydın, M N,2017. *Metaphorical perceptions of dental students towards pediatric dentistry clinic.* Yeditepe Dent J. 2018; 3(14), 67-72.