



HAFIZE HANDE ERDİN İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2018

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**TEK EĞE ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN EĞRİ KÖK
KANALLARINDA OLUŞTURDUĞU
TRANSPORTASYONUN İN VİTRO OLARAK
RADYOLOJİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAFİZE HANDE ERDİN

**DANIŞMAN
PROF. DR. F. RAİF ERİŞEN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ENDODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2018

TEZ ONAYI**DOKTORA TEZİ ONAYI**

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı Endodonti Programında Doktora öğrencisi Hafize Hande Erdin'in tarafından Prof.Dr. F. Raif Erişen'in danışmanlığında hazırlanan " Tek Eğe Şekillendirme Sistemlerinin Eğri Kök Kanallarında Oluşturduğu Transportasyonunun İn -Vitro Olarak Radyolojik Açıdan Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 16.03.2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı-Danışman
Prof.Dr. F. Raif Erişen
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Figen Kaptan
Yeditepe Üni Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Berna Tarım
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş
Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Doç.Dr. Elif Derve B Can
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı

Jüri
Doç.Dr. Y Burak Batur
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı

BEYAN

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

Hafize Hande Erdin



ITHAF

Aileme ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

Doktora sürecimde burs vererek eğitimime tam destek sağlayan **TÜBİTAK**'a,

Uzun soluklu doktora ve tez sürecimin başından sonuna kadar bana destek olup anlayışlı davranan, engin bilgilerini benimle paylaşan saygıdeğer hocam **Prof. Dr. F. Raif Erişen**'e,

Doktora eğitimimin başından beri bana yol gösteren Endodonti kürsüsünün değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Seçkin Dindar, Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu, Prof. Dr. Sema Yıldırım, Prof. Dr. Hakan Özbaş, Doç. Dr. Handan Ersev, Doç. Dr. Burak Batur** ve Restoratif Diş Tedavisi kürsüsünün öğretim üyesi **Prof. Dr. Berna Tarım**'a,

Bilgilerini paylaşmakta her zaman cömert olan, daima sorularımıza yanıt veren öğretim üye yardımcılarımız **Dr. Ayça Yılmaz, Dr. Selçuk Gökyay, Dr. Emir Dinçol** ve **Dr. Bülent Yılmaz**'a,

İstataistiksel analizlerimi yapmamda yardımcı olan sevgili dostum **Dr. Gökçer Eskikurt**'a,

Zaman zaman kader birliği yaptığım, zaman zaman dert ortağı olduğum doktora sürecinde hayatlarımızın kesiştiği bütün kürsü asistanlarına,

Fakültede koşturma arasında hasta bakarken nazımızı çeken sevgili hemşirelerimiz **Şöhret Ayyıldız** ve **Belda Kaplan**'a,

Kendi boş zamanından özveride bulunup tez deneylerimin gerçekleştirilmesini sağlayan **Dr. Sinan Horasan** başta olmak üzere **TeknoDent** Ekibine,

Kendime inancımı kaybettiğimde beni kendime getiren, her zaman koşulsuz destek ve güven veren sevgili eşim **Selçuk Erdin**'e,

Bu hiç bitmeyecekmiş gibi görünen eğitim hayatımın her noktasında bana destek veren, gurur duyduğum ailem; **Halim Gürbüz, Serap Gürbüz** ve **Gözde Kantürk**'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	XI
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİİ
ÖZET	XIV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Endodontik Tedavide Başarı.....	3
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinin Amacı.....	4
2.3. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler.....	4
2.4. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri	5
2.5. Ni-Ti Döner Alet Sistemleri.....	7
2.5.1. Ni-Ti Alaşımının Özellikleri.....	7
2.5.2. Ni-Ti Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi.....	10
2.5.3. Ni-Ti Kanal Aletlerinin Özellikleri.....	11
2.5.4. Ni-Ti Döner Alet Sistemlerinin Çalışma Prensipleri	13
2.6. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Alet Sistemleri.....	14
2.6.1. Reciproc Döner Alet Sistemi	14
2.6.2. WaveOne Döner Alet Sistemi.....	17
2.6.3. OneShape Döner Alet Sistemi	19
2.7. Şekillendirme Öncesinde Rehber Yol Hazırlanması	20
2.7.1. Çalışmamızda Rehber Yol Hazırlanması için Kullanılan Sistemler	20
2.7.1.1. PathFile Sistemi	20
2.8. Şekillendirme Sırasında Meydana Gelen İşlemsel kazalar	21
2.8.1. Basamak Oluşumu	21

2.8.2. Yapay Kanal Oluşumu	22
2.8.3. Perforasyon	22
2.8.4. Transportasyon	24
2.9. Transportasyonun Değerlendirilme Yöntemleri	25
2.9.1. Plastik Modelde Şekillendirmenin Değerlendirilmesi	25
2.9.2. Histolojik Kesit Yöntemi	26
2.9.3. SEM Çalışmaları	26
2.9.4. Bremante Tekniği ile Kesit Serilerinin Alınması	26
2.9.5. Şekillendirilmiş Kanalların Silikon Ölçüsünün Alınması	27
2.9.6. Radyografik Değerlendirmeler	28
2.9.6.1. Radyografinin Tarihçesi ve Diş Hekimliğinde Radyografi	28
2.9.6.2. Geleneksel ve Dijital Radyografiler	28
2.9.6.3. Radyografik Görüntüleme Teknikleri	30
2.9.6.3.1. Periapikal Radyografiler	30
2.9.6.3.1.1. Paralel Teknik	30
2.9.6.3.1.2. Açığortay Tekniği	30
2.9.6.4. Transportasyon Çalışmalarında Radyografik Değerlendirmeler	32
2.10 Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)	32
2.10.1. CBCT Radyasyon Dozu ve Dijital Görüntü Kalitesi	33
2.10.2. CBCT'lerin Sınıflandırılması	34
2.10.3. Doz Azaltılması	34
2.10.4. Görüntülerin Elde Edilmesi ve Rekonstrüksiyonu	34
2.10.5. CBCT'lerin Avantajları	35
2.10.6. CBCT'lerin Dezavantajları	35
2.10.7. CBCT'lerin Endodontide Kullanılma Alanları	36
2.10.7.1. Periapikal Periodontitisin belirlenmesinde CBCT'nin Rolü	36
2.10.7.2. Endodontik Tedavinin Sonuçlarının Değerlendirilmesinde CBCT'nin Rolü.....	36
2.10.7.3. Dikey Kök Kırıklarının Teşhisinde CBCT'nin Rolü	37
2.10.7.4. Kök Kanal Anatomisinin Belirlenmesinde CBCT'nin Rolü	37
2.10.7.5. Cerrahi Öncesinde Çevre Dokuların Değerlendirilmesinde CBCT'nin Rolü	37
2.10.7.6. Kök Rezorpsiyonlarının Teşhis ve Tedavisinde CBCT'nin Rolü	38

2.10.7.7. Dental Travmaların Belirlenmesinde CBCT'nin Rolü	38
2.10.7.8. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografilerin Diğer Kullanım Alanları	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
4. BULGULAR.....	51
5. TARTIŞMA	60
KAYNAKLAR	70
ETİK KURUL KARARI	87
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	89
ÖZGEÇMİŞ	91



TABLolar LISTESİ

Tablo 1: Değişik kaynaklardan alınan etkin dental radyasyon dozu	34
Tablo 2: Kök ucunun 10 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	51
Tablo 3: Kök ucunun 10 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	52
Tablo 4: Kök ucunun 6 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	52
Tablo 5: Kök ucunun 6 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	53
Tablo 6: Kök ucunun 4 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	53
Tablo 7: Kök ucunun 4 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	54
Tablo 8: Kök ucunun 3 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	54
Tablo 9: Kök ucunun 3 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	55
Tablo 10: Kök ucunun 2 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	55
Tablo 11: Kök ucunun 2 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	56
Tablo 12: Kök ucunun 1 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları.....	56
Tablo 13: Kök ucunun 1 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	57
Tablo 14: Kök ucunun 10 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	57
Tablo 15: Kök ucunun 6 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	57

Tablo 16: Kök ucunun 4 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	58
Tablo 17: Kök ucunun 3 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	58
Tablo 18: Kök ucunun 2 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	59
Tablo 19: Kök ucunun 1 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları	59
Tablo 20: Şekillendirme sistemlerinin kök eğiminde meydana gelen düzleşmeye etkisinin istatistiksel analiz sonuçları.....	59



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Kanal eğimlerinin ImageJ programında ölçülmesi.....	42
Şekil 2: Çiçek aranjman köpüğüne gömülmüş ve gruplara ayrılmış dişler	42
Şekil 3: Kök ucundaki akışkan kompozit rehber nokta(Ok).....	43
Şekil 4: Kole hizasına çizilen rehber çizgi.....	43
Şekil 5: NewTom5G CBCT cihazı	44
Şekil 6: Şekillendirme öncesinde alınan tomografi görüntülerinden örnekler	45
Şekil 7: Çalışmada kullanılan eğeler. A) Reciproc R25 B) WaveOne Primary C) OneShape D) PathFile	46
Şekil 8: Şekillendirme sırasında kullanılan VDW Gold Reciproc endodontik motoru ..	46
Şekil 9: Şekillendirme sonrasında alınan tomografi görüntülerinden örnekler	48

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESİ

NiTi: Nikel-Titanyum

Micro-CT: mikro bilgisayarlı tomografi

Mm: milimetre

FDI: Uluslararası Diş Hekimliği Federasyonu

ISO: Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu

NOL: Naval Ordnance Laboratory

NİTİNOL: Ni-Ti-NOL

KN/M: kilonewton/metre

R Fazı: rombohedral faz

GPa: gigapascal

MPa: megapascal

RPM: rotation per meter (dakikada devir sayısı)

Ncm: newtonsantimetre

S: saniye

RVG: radiovisiography

CCD: Charge-Coupled Device

CBCT: konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

FOV: field of view

Sv: Sievert

NaOCl: sodyum hipoklorit

NaCl: serum fizyolojik

EDTA: etilen daimin tetra asetik asit

RP: Reciproc

WO: WaveOne

OS: OneShape

PF: PathFile

%: yüzde

°: derece



ÖZET

Erdin, H.H. Tek eğe şekillendirme sistemlerinin eğri kök kanallarında oluşturduğu transportasyonun in vitro olarak radyolojik açıdan değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2018

Anahtar Kelimeler: şekillendirme, transportasyon, tek eğe sistemleri, resiprokal eğe, konik ışınli bilgisayarlı tomografi

Endodontik tedavinin başarılı olabilmesi için her bir aşamasında ayrı özen göstermek gereklidir. Şekillendirme tedavinin ilk basamağı olduğundan oluşan bir komplikasyon tedavinin diğer basamaklarını da olumsuz etkiler. Şekillendirme aşamasında karşılaşılabilen olumsuzluklardan biri kanal duvarından gereksiz madde kaldırılması ve kanal seyrinin takip edilmemesi sonucunda meydana gelen transportasyondur. Transportasyon dişin kuralinde strip perforasyona, apikalinde ise zip oluşumuna neden olabilir. En fazla transportasyona maruz kalan dişler kök eğimi fazla olan dişlerdir. Geçmişten günümüze şekillendirme için kullanılan aletler sürekli bir gelişim halindedir. Günümüzde şekillendirme için kullanılan eğe sekansları yerine tek eğelerin kullanıldığı sistemler giderek popülerlik kazanmıştır. Bu sistemlerin bir kısmı resiprokal hareketle çalışırken bir kısmı rotasyonel hareket yapar. Şekillendirmede rehber yol oluşturulmasının gerekliliği de tartışılan konulardan biridir. Çalışmada insan üst büyük azılarının meziobukkal köklerinde resiprokal hareket yapan WaveOne ve Reciproc; rotasyonel hareket yapan OneShape sistemleri ile ve kontrol amaçlı olarak manuel şekillendirme yapıldıktan sonra oluşan transportasyon miktarı konik ışınli bilgisayar tomografi yardımıyla belirli mesafelerden alınan kesitlerle ölçülmüştür. Bu esnada rehber yol oluşturmanın transportasyona etkisi de değerlendirilmiştir. Kural, orta ve apikal segmentlerden alınan kesitlerde genel olarak resiprokal sistemlerin daha az transportasyona neden olduğu görülmüştür. Rehber yol oluşturmanın transportasyonu engelleyici bir katkı sağlamadığı tespit edilmiştir. Kök eğimi fazla olan dişlerde şekillendirme yaparken resiprokal sistemlerin güvenle kullanılabilceği ve şekillendirme öncesinde rehber yol oluşturmanın gerekli olmadığı sonucuna varılmıştır.

ABSTRACT

Erdirin, H.H. In-Vitro Evaluation of Transportation in Severely Curved Root Canals Caused by Single File Systems Using CBCT. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. Doktora Tezi. İstanbul.

Key Words: instrumentation, transportation, single file systems, reciprocating files, cone beam computed tomography

To deem an endodontic treatment successful, each step should be performed meticulously. Since instrumentation is the first step of the treatment, a complication may have a negative impact on further phases. Transportation is one of the complications resulting from excess dentin removal and not following the original course of the canal, which may lead to strip perforation at the coronal and zip formation at the apical segment of root canal. Severely curved canals expose more frequently to transportation. To date instruments used for canal shaping procedures continue to improve and single file systems become more popular than file sequencing systems. These systems operate with reciprocating or rotational motion. One of the controversial subjects of endodontics is whether to form a glide path before instrumenting a severely curved canal. In this study, mesiobuccal roots of human maxillary molars were divided into 4 main groups of different shaping systems: Reciproc and WaveOne as reciprocating, OneShape as rotational single file systems and manual shaping as control. The transportation was measured on the cross-sections, which are obtained by imaging via cone beam computed tomography. The effect of glide path formation was also evaluated. Cross-sections show that reciprocating systems tend to create less transportation compared to rotational single file system and manual shaping. Glide path formation does not seem to have any significant effect on transportation. While instrumenting severely curved root canals reciprocating single file systems are safe to use and glide path formation prior to instrumentation is not mandatory in terms of transportation.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çürük ya da travma gibi nedenlerle pulpanın ağız ortamına açıldığı ya da periradiküler enfeksiyonun tespit edildiği durumlarda ilgili dişin ağızda kalmasını sağlamak amacıyla uygulanan tedaviye kök kanal tedavisi adı verilir [1]. Kök kanal tedavisi kanalların şekillendirilmesi, irrigasyonu ve doldurulması aşamalarından oluşan ve her aşamasına aynı derecede özen gösterilmesinin gerektiği bir prosedürdür [2]. Aşamalardan herhangi birinde oluşan bir hata, hem kendisinden sonraki basamakları hem de dişin prognozunu olumsuz etkiler [3].

Kök kanallarının genişletilerek şekillendirilmesi tedavinin ilk basamağıdır. Bu basamakta amaçlanan enfekte kök dentinin debridmanı, irrigasyon için hazne oluşturulması ve kanalların optimum bir biçimde doldurulması için konik bir form elde edilmesidir [2,4]. Bu amaç doğrultusunda üretilen kanal eğeleri, eğelerin üretildiği materyallerin metallurjik özelliklerindeki iyileştirmeler ve teknolojinin adaptasyonu sayesinde sürekli bir gelişim halindedir [5,6]. İlk zamanlarda tamamen manuel olarak yapılan şekillendirme işlemi, endodontik motorlar ve angledruvaların üretilmesiyle belirli tork ve devir değerleriyle çalıştırılan ege sistemleriyle uygulanmaya başlamıştır. Üretilen ege sistemleri başlangıçta sekans halinde kullanılan, hammadresi Nikel-Titanyum (NiTi) alaşımı olup rotasyon hareketi yapan birden fazla egeden oluşmaktaydı [5]. Günümüzde rotasyonel hareketle kullanılan eğelere alternatif olarak resiprokal hareketle çalışan eğeler hammadresi geleneksel NiTi alaşımının esnekliğinin artırılmasını sağlayan işlemlerden geçirilerek üretilmektedir [7]. Bunun yanında ege sekanslarının kullanım maliyeti, çalışma süresinin uzunluğu ve çapraz enfeksiyon riski gibi olumsuzlukları nedeniyle kök kanallarını şekillendirme işleminin tek ege ile gerçekleştirilmesi için özel sistemler geliştirilmiştir [8].

Şekillendirmenin öncesinde kullanılacak egenin kanal seyrini rahatça takip edilebilmesi için rehber yol oluşturulması düşüncesi benimsenmiştir. Özellikle kök eğimi fazla olan ya da akut eğime sahip dişlerde önceden kanalların hazırlanmasının egenin çalışırken herhangi bir engele takılmamasını sağladığı düşünülmektedir [9]. Önceden el aletleriyle uygulanan bu prosedür, motorlarla kullanılabilecek bu amaca uygun eğelerin üretimiyle mekanize hale gelmiştir [10].

Endodontik tedavinin her aşamasında hekimden, kullanılan materyalden ya da anatomik zorluklardan kaynaklı problemler yaşanabilir. Bu problemlere genel olarak işlemsel kazalar adı verilir. İşlemsel kazalar bazen ufak müdahalelerle düzeltilebilirken, bazen geri dönüşü olmayan sonuçlar doğurarak ilgili dişinin kaybedilmesine yol açabilir [11]. Şekillendirme aşamasındaki işlemsel kazalardan biri de transportasyondur. Transportasyon basitçe kanalın orijinal seyrinin kaybedilmesi şeklinde tarif edilebilir. Kanal eğimi arttıkça transportasyon riski de artmaktadır [11,12]. Şekillendirme sırasında kullanılan eğenin kanal duvarlarının sadece belli kısımlarından madde kaldırması da transportasyon oluşumuna neden olur. Apikal bölgede kökün dış yüzeyine doğru gerçekleşen transportasyon kuronalde iç yüzeye doğru meydana gelir [13]. Transportasyon apikalde zip ve fokanala, kuronalde ise strip perforasyona neden olabilir [11]. Kullanılan eğelerin bütün kanal duvarlarından aynı oranda madde kaldırmaması kökün yapısını zayıflatarak çatlak oluşumuna hassas hale gelmesine de yol açabilir [14]. Bu açıdan bakıldığında transportasyon dişin prognozunu olumsuz biçimde etkileyen komplikasyonların ilk basamağı olarak düşünülebilir.

Eğelerin meydana getirdiği transportasyon şekillendirme etkinliği ve kalitesinin değerlendirilmesi için kullanılan en önemli parametrelerdendir ve en etkin ölçüm metotları radyolojik metotlardır [15]. Görüntüleme teknikleri teknolojinin ilerlemesiyle paralel bir gelişim göstermektedir. Üç boyutlu görüntüleme teknikleri sayesinde köke invazif bir işlem uygulanmadan aksiyal kesitlerini incelemek mümkün olmaktadır [15]. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi yakın zamanda geliştirilmiş, diş hekimliğinde yaygın bir biçimde kullanım alanı bulan üç boyutlu bir görüntüleme tekniğidir. Transportasyon çalışmalarında maliyetli mikroCT tekniklerine alternatif olarak kullanılabilen kalitede görüntü elde etmek mümkündür [16].

Bizim bu çalışmayı yapmaktaki amacımız eğimi fazla olan kök kanallarında tek eğe şekillendirme sistemleriyle meydana gelen transportasyonu değerlendirmektir. Burada çalışma prensibi farklı sistemler arasında transportasyon açısından bir farklılık olup olmadığı, rehber yol oluşturmanın transportasyon miktarının azalmasına katkısının bulunup bulunmadığı konik ışınli bilgisayarlı tomografi sayesinde üç boyutlu bir biçimde incelenecektir. Böylelikle transportasyon olgusunu sadece iki boyuta indirgemeyip şekillendirme etkinliğini bütün boyutlarıyla incelemek hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodontik Tedavide Başarı

Başarılı bir kanal tedavisi doğru teşhis koyup, diş anatomisi ve morfolojisine ait bilgileri düzgün bir biçimde kullanarak uygun bir tedavi planı geliştirme, yeterli şekillendirme ve dezenfeksiyon ile tüm kök kanal sisteminin kanal dolgusu ile tıkanması aşamalarının uygulanması ile gerçekleştirilebilir [1]. Kök kanal dolgusu, kök kanalına üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde uyumlanmalıdır [17]. Bu kurallara uyulduğunda endodontik tedavi başarılı olabilir. Ingle, endodontide başarı faktörlerini incelediği makalesinde, tedavi sonucunda oluşan başarısızlıkların %58'inin yetersiz kanal dolgusundan meydana geldiğini öne sürmüştür [2].

Endodontik tedavi uygulanmış dişlerde, dişin fonksiyonel olarak asemptomatik olması, uzun süre ağızda kalabilmesi ve periapikal bölgenin sağlığının devamlılığı hedeflenir. Tedavi sonrasında yapılan restorasyon hem fonksiyonel hem de estetik beklentileri gerçekleştirmelidir. Kök kanal dolgusu ideal olarak yapılmış olsa bile, üst restorasyon gerekli kriterleri sağlamıyorsa 30 günün sonunda vakaların %50'sinde kök kanal sisteminin mikroorganizmalar tarafından istila edildiği gösterilmiştir [18]. Ray ve Trope kök kanal tedavisi görmüş dişlerin radyografilerini inceleyerek restorasyon ve kanal dolgusunun kalitesini değerlendirmişler; makul restorasyon ve endodontik tedaviye sahip dişlerde başarı oranını %91.4 olarak hesaplamışlardır. Yetersiz kök kanal tedavilerinin üzeri düzgün bir biçimde restore edildiğinde ortaya çıkan başarı oranı %67.6 iken, radyografik açıdan yeterli bir tedaviyi takip eden düzgün yapılmamış bir restorasyon sonucunda başarı oranı %44.1'e düşmektedir [19]. Bu nedenle kanal tedavisinin her aşamasında ve tedavi tamamlandıktan sonra yapılan restorasyon esnasında gerekli özen gösterilmezse başarısızlık söz konusu olabilir.

Kök kanal tedavisi ardından tavsiye edilen takip süreleri, 6 ay ile 5 yıl arasında değişmektedir. Kontrol seanslarında ilgili dişte perküsyon ve palpasyonda ağrı, şişlik ya da fistül bulunmaması ve yumuşak doku sağlığının devamlılığının sağlanması mutlaka değerlendirilmesi gereken parametrelerdir. Bunları özellikle nekrotik dişlerde radyografik ve histolojik iyileşme de desteklemelidir. Bu kriterlerin hepsini sağlayan tedavileri başarılı olarak tanımlamak mümkündür [20, 21].

2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinin Amacı

Kök kanal tedavisinde şekillendirme, dezenfeksiyon ve kanal dolgusu basamakları başarının anahtarını veren yapbozun parçaları gibidir. Bu üç aşama endodontik triad olarak da adlandırılır ve her biri endodontik tedavinin başarısında eş değer bir öneme sahiptir [22].

Çeşitli eğe ve teknikler ile yapılan kök kanal preparasyonu, kanal içindeki nekrotik, enfekte ya da iltihaplı pulpa dokusunun, bakteri ve toksinleri ile diğer immünolojik faktörlerin ortamdaki uzaklaştırılmasının yanında, kanalın en dar bölümü fizyolojik apikal foramende olacak şekilde kuraldan apikale doğru gittikçe daralan konik bir formda şekillendirilmesi demektir [23]. Şekillendirme sırasında fizyolojik foramenin yapısı ve kanalın orijinal eğimi korunmalıdır [14].

Başarılı bir şekillendirme sonucunda kanalın anatomik yapısı muhafaza edilmeli [24], şekillendirme işlemi yıkama haznesi meydana getirecek ve sızdırmaz bir kanal dolgusuna olanak tanıyacak biçimde gerçekleştirilmelidir. Kanalın hazırlanmasının ardından herhangi bir enfeksiyon odağı ortamda bulunmamalıdır. Şekillendirme sonrası oluşan dentin artıkları, pulpa, odontoblastik uzantılar, nekrotik debris, mikroorganizma ve metabolik artıklarından oluşan smear tabakası irrigasyon desteğiyle ekarte edilmelidir[25].

2.3. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

1929 yılında, Trebitsch kök kanalı dolgu materyallerinin ve kanal aletlerinin standardizasyonunun yapılmasını önermiştir. Oluşan karışıklıkları önlemek için Ingle ve Levine 1958 yılında kanal aletleri ile ilgili bir standardizasyon önerisi ortaya atmışlardır. Kanal aletlerinin bıçaklarının başladığı noktanın çapı D1, uçtan şaftta doğru 16 mm uzaklıktaki ve kanal aletinin bıçaklarının sonlandığı noktanın çapı D2 olarak adlandırılmıştır. Her kanal aleti için, D1'den D2'ye 0.32mm'lik sabit bir çap artışı ile elde edilen, %2 konikliğe sahip bir kanal aleti tasarlanması, aletlerin uç çapı 0.10 mm olan 10 numaradan 1 mm olan 100 numaraya kadar üretilmesi tavsiye edilmiştir [2]. 1976 yılında Amerikan Diş Hekimleri Birliği tarafından yayımlanan 28 numaralı beyanname ile K-tipi eğelerin 19 farklı boyutu için uç geometrisi, koniklik açısı ve üretim hata payı toleransı ile ilgili standartlar oluşturulmuştur [26]. 1982 yılında

Hedström eğelerinin minimum fiziksel kriterlerini kapsayan 58 nolu beyanname yayımlanmış; 1989 yılında beyannameler revize edilmiştir [27,28].

Daha sonraki yıllarda ise kullanılan aletlerin Uluslararası Diş Hekimliği Federasyonu (FDI) ve Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu (ISO) tarafından isimlendirilmesi yapılmıştır. 4 başlık altında bu aletler toplanabilir [1];

1. El aletleri: K-tipi eğeler, H-tipi eğeler, Ni-Ti el eğeleri, reamerlar, tirnerfler, spreader ve pluggerlar.
2. Düşük devirli motorlu özel aletlerle çalışan kanal aletleri: Gates-Glidden, Peeso frezleri, angle-druvada kullanılabilen eğeler veya reamerlar.
3. Ultrasonik ve Sonik aletler: Bu aletlerin tasarımları çok geniş bir yelpazededir. Bazıları tirnerflere, bazıları eğelere, bazıları ise elmas kaplı tellere benzerler. Ultrasonik veya sonik titreşimler ile çalışırlar.
4. Nikel-Titanyum aletler: Çaprazlama tasarımlardır; alaşım hem el aletlerine hem de döner sistemlere uygulanmıştır.

Kanal aletleri başlangıçta fleksibilitesi hemen hemen hiç olmayan, kesicilik özelliği zayıf olan karbon çelikten yapılmıştır. Karbon çelik aletler otoklavda ve yıkama solüsyonları ile daha fazla korozyona uğrarlar [29]. Bu aletlerin sterilize edilememesi, etkin şekillendirme yapamaması nedeniyle alet üretiminde alternatif alaşımlar aranmıştır. Daha sonra aletlerin yapımında paslanmaz çelik teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır. Karbon çeliğe göre kırılmaya dirençli, elastik ve kesicilikleri yüksek aletlerdir. Ayrıca karbon çeliği en fazla 150°C ısıya dayanabilirken, paslanmaz çelik alaşımlar 400°C ısıya dayanabilmektedir [1, 23].

Ancak yapılan araştırmalarla beraber bu aletlerinde olumsuz yönlerini ortadan kaldırmak için yeni alaşımlar bulunmaya başlanmış ve günümüzde de sıklıkla kullanılan Ni-Ti eğeler 1980'lerin sonunda üretilmiştir [30].

2.4. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri

Kanalın basit bir biçimde genişletilmesi yerine kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi kavramının benimsenmesi, birçok şekillendirme metodunun gelişmesine önayak olmuştur [31].

Kök kanalı şekillendirme yöntemlerini 2 başlık altında toplayabiliriz [31] :

1. Apikalden kuronale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri;

a. Standardize preparasyon yöntemi: Ingle ve ark. tarafından 1961 yılında tanıtılan 'geleneksel yöntem' veya 'apikal stop preparasyonu'dur [2].

b. Step- back yöntemi: Weine tarafından tanıtılmıştır [32].

c. Balanced-force yöntemi: Roane ve ark. tarafından tanıtılmıştır [33].

2. Kuronalden apikale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri;

a. Step-down yöntemi: Goerig ve ark. tarafından tanıtılmıştır [34].

b. Double-flared yöntemi: Fava tarafından tanıtılmıştır [35].

c. Crown-down basınçsız yöntem: Morgon ve Montgomery tarafından tanıtılmıştır [36].

Günümüzde NiTi döner sistemlerin endodontide kullanımının artmasıyla beraber kuronal genişletmenin öncelikle yapıldığı crown-down ve step-down teknikleri popülerlik kazanmıştır [31].

2.4.1 Crown-Down Tekniği

Crown-down tekniği sayesinde eğelerin rahat çalışmamasına neden olan kuronal bölgedeki dentin, NiTi sistemlerin büyük taper açıları sayesinde enstrümanların shaftına yakın geniş yüzeyler vasıtasıyla uzaklaştırılır. Böylelikle daha ufak boyutlu veya daha küçük koniklik açısı olan eğeler apikal üçte birlik bölgeye kolayca ulaşırlar ve preparasyonda istenen koniklik daha kolay elde edilir [37]

Regan ve Gutmann crown-down şekillendirmenin klinik ve biyolojik faydalarını şöyle listelemiştir [37];

- Pulpa taşının rahatça kaldırılması
- Kuronaldaki dentinin uzaklaştırılmasıyla eğelerin kanal duvarlarına daha fazla temas etmesi
- Eğelerin kanalın apikaline daha fazla hareket etmesi
- Kuronalde eğeler kanal duvarı nedeniyle sıkışmadığından çalışma uzunluğunun daha rahat belirlenmesi

- Yıkama solüsyonlarının nüfuz alanının artması ve böylece debrisin kolayca uzaklaşabilmesi

- Pulpa dokusunun kolay çıkartılması

- Kanal girişinin düz bir hale getirilmesi ile eğimli kanallara rahat erişim sağlanması

- Kanal duvarına daha az temas ettiğinden alet deformasyonlarının ve kırılmalarının önlenmesi

- Enfekte pulpa ve kök dentininin hızla uzaklaştırılabilmesi

- Kalıntıların kuralden uzaklaştırılabilmesi ve böylece apikale itilmemesi

- Debrisin apikalden çıkması kaynaklı postoperatif hassasiyetin daha az görülmesi

- Yıkama solüsyonları daha iyi nüfuz edebildiği için dokuların daha çok çözünmesi

2.4.2 Balanced-Force Yöntemi

Bu yöntem eğelerin kanal duvarlarının kılavuzluğunda apikale ulaşabileceği düşüncesini temel almıştır. Eğenin saat yönünde 180^0 'den daha az olacak şekilde çevrilmesiyle ege dentine angaje olmakta; sonrasında eğeye en az 120^0 'lik saat yönünün tersine hareket yaptırılır.Saat yönünün tersine harekette kanal duvarlarının kazınması için basınç uygulanır. Bu basınç küçük boyutlu eğelerde hafif olurken, daha büyük eğelerde daha şiddetlidir. Saat yönündeki rotasyon eğeyi apikale yönlendirir, saat yönünün tersine rotasyon ise hem çevresel olarak kazıma işleminin yapılması hem de eğenin kural doğruğultuda hareketi için uygulanmaktadır. Bu metot, ege fizyolojik foramene ulaşana kadar tekrarlanır. Son olarak debrin kanal boşluğundan tamamen elimine edilmesi için saat yönünün tersine hareket yapılır [33].

2.5. Ni-Ti Döner Alet Sistemleri

2.5.1. Ni-Ti Alaşımının Özellikleri

W. F Buehler tarafından 1960 yılında Naval Ordinance Laboratory (NOL)'de geliştirilmiştir [38], endodontide kullanımının öncüsü ise 1988'deki araştırmasıyla

Walia olmuştur[39]. Nikel-Titanyum alaşımlar nikel ve titanyum elementlerinin simgesi ile bu alaşımın geliştirildiği laboratuvarın kısaltmasından türetilen NİTİNOL kısaltmasıyla anılırlar. Endodontik eğelerde %55 Nikel içerikli 55 NİTİNOL tercih edilmektedir [40].

NiTi alaşımının endodontide kullanılan diğer alaşımlardan bazı üstünlükleri bulunmaktadır [41];

1. Düşük elastiklik modülü (35 KN/m) : Paslanmaz çeliğin yaklaşık 1/5- 1/4'ü kadardır. Böylece şekillendirme sırasında kanal duvarlarına daha az basınç uygulanır [42].

2. Burkulma elastik limiti: Paslanmaz çeliğe göre 2-3 kat yüksektir.

3. Şekil hafızası

4. Süperelastiklik

Psödo veya süperelastiklik, maddenin belli oranda belirgin bir kuvvet değişikliği olmaksızın geri döndürülebilir bir biçimde şekil değiştirmesidir. Diğer bir deyişle şekil hafızası etkisi ve süperelastiklik, alaşımların martensitik dönüşümünün geri yapısıyla döndürülebilir doğasıyla ilişkilendirilir. Bu dönüşüm ısı ya da mekanik olarak uyarılabilir [43] Alaşım herhangi bir gerilime maruz bırakılmadığında soğutma sürecinde martensitik fazın başlangıç ve bitiş sıcaklığı önem kazanmaktadır. Isıtma prosesinde ise ostenit fazın başlangıç ve bitiş sıcaklıkları üzerinde durulur. Isıl stabilitesi olan ostenitin deformasyonu kritik gerilim seviyesini geçtiğinde stresle indüklenmiş martensit meydana gelir [44]. Bu dönüşümdeki kristalleşme geri döndürülebilir olduğundan sonuçta oluşan stres tamamen karşılanabilir. Karşılanabilir gerilim miktarı paslanmaz çelikte karşılanabilen maksimum elastik gerilimden çok daha fazladır. Ostenit-martensit dönüşümü tek aşamada meydana gelebilir [44]. Ancak işleme koşullarına göre bu dönüşüm sırasında ara bir süreçten de geçilebilir. Bu ara sürece kristal yapısı rombohedral olduğundan R fazı denilmektedir. R fazının sertliği diğer iki fazdan çok daha azdır; bu sayede kanal içerisinde eğelerin deformasyonu sırasında gerilim serbestlenebilir. Yani bu eğelerin hareketleri sırasında deforme olabilmeleri için gereken kuvvet çok daha azdır. Bu özellikle beraber A-R faz dönüşümü için gerekli sıcaklığın çok az oluşu endodontik eğelerde R fazının varlığı için gerekli sıcaklık aralığının belirlenmesinin ne denli önemli olduğunu açıklar [45].

Süperelastik eğelerin kristal yapısı herhangi bir kuvvete maruz kalmadığı oda sıcaklıklarında ostenittir. NiTi alaşımlarda martensit fazı, kök kanallarının akut eğimlerinde döner sistemlerde kullanılan eğelerin deforme olması gibi stresle uyarıldığında ortaya çıkar. Bu sıcaklıkta ostenit fazı kararlı olduğu için gerilim geçtikten sonra enstrüman orijinal haline geri döner [44].

NiTi alaşımlarının süperelastik davranışları anatomik olarak karmaşık kök kanallarının şekillendirilmesi için fevkaladedir; çünkü esneklik diş dokularının korunmasını sağlarken, apikal transportasyon miktarını kısıtlar, iyatrojenik hataların oluşma oranını azaltır ve yıkama solüsyonlarının apikal darlığa doğru daha rahat ulaşmasına yardımcı olur [43, 46]. Kırılma riskleri düşüktür ve daha hızlı şekillendirme yapabilirler. Alaşım biyoyumludur; ısı iletimi oldukça düşüktür ve korozyona dayanıklıdır [43, 44].

Paslanmaz çelik eğelere kıyasla sterilizasyon sonrasında keskinliği olumsuz yönde etkilenir [47]. Buna göre, Ni-Ti eğelerin kesme etkinliğinin paslanmaz çelik eğelere göre daha düşük olması ve daha fazla aşınma göstermeleri nedeniyle eğelerin sık değişimi gerekmektedir. Ayrıca Ni-Ti eğelerin fark edilmeden kanalın içinde kırılması riski daha fazladır; bu riskin paslanmaz çelik eğelerde daha düşük olmasının nedeni plastik deformasyon belirtilerinin daha görünür olmasıdır [48].

Endodontik eğelerde kullanılan NiTi alaşımının idealde mutlak çekme ve yorulma kuvveti gibi mekanik özellikleri ideal olmalı; kanal seyrini değiştirmekten kaçınacak kadar esnek olabilmeli ve sertliği iyi bir kesme etkinliği sağlayabilecek boyutta olmalıdır. NiTi eğelerin süperelastik davranışlarına bağlı olarak sahip oldukları esneklik genel olarak alaşımdaki kristal yapısından ve alaşımın maruz bırakıldığı ısı, mekanik ve kimyasal işlemlerden kaynaklanır [43].

Yakın zamandaki gelişimler döner sistem eğelerinin alaşımlarının özel ısı işlemler ve üretim yöntemleri ile iyileştirilmesini sağlamıştır. Öncelikle NiTi döner aletlerin kırılma direncini ve esnekliklerini arttırmak için iyon implantasyonu ve elektrokimyasal cilalama işlemleri alaşımlara uygulanmıştır [49]. Daha sonrasında döner sistemlerin hammaddesi olan NiTi alaşımların yapısının optimum hale getirilmesi fikri ortaya atılmıştır. Özel bir termomekanik işleme prosedürü geliştirilerek klinik koşullarda yüksek oranda kararlı martensitik faz içeren süperelastik NiTi telleri elde etmek hedeflenmiştir. Laboratuvar çalışmaları M-wire denilen bu NiTi telin çekme

kuvvetininaustenitik yapıdaki geleneksel süperelastik tellerden daha yüksek ve yorgunluk direncinin daha fazla olduğunu göstermiştir [46].

M-wire alaşımının austenitik faz bitiş sıcaklığı 45-50 °C civarında olup bu sıcaklık geleneksel süperelastik eğerlerde 20 °C ya da daha düşüktür. M-wire ve süperelastik NiTi tellerin gerilim-direnç eğrileri incelendiğinde; elastik austenitik fazda M-wire tellerinin daha daha az bir kuvvetle bu fazda kalabildiği görülmüştür (23,5 GPa'ya karşı 34.3 GPa). M-wire dönüşüm fazına (psödoelastik plato olarak da adlandırılır) daha küçük bir gerilim değerindeyken geçebilir (448.2 MPa'ya karşı 482.6 MPa). Son olarak M-wire telinin transformasyon fazının bitişindeki gerilim miktarı daha azdır (551.6 MPa'ya karşı 620.5 MPa). Kesitsel geometrileri aynı ancak farklı alaşım tiplerinden üretilmiş eğerlere mekanik testler yapıldığında M-wire ile üretilmiş eğerin yapısının oda sıcaklığında en fazla R-fazı içerdiği gösterilmiştir. Ayrıca M-wire ile üretilmiş eğerlerin aynı tork ve gerilim değerlerine maruz kaldıklarında daha esnek olduğu bildirilmiştir [50].

2.5.2. Ni-Ti Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi

Günümüze kadar kök kanalları içindeki organik ve inorganik doku artıklarının ve mikroorganizmaların biyomekanik yolla çıkarılması, kök kanallarının hermetik olarak doldurulması için gerekli olan alanın oluşturulması çeşitli yöntemler kullanılarak sağlanmaya çalışılmıştır [1,2].

Kök kanallarının genişletilmesi kavramının hakim olduğu dönemlerde, kanal aletlerinin, saptanan çalışma uzunluğunda sırayla genişletme yaptığı yöntemin kolaylığına karşın; kök kanallarının doldurulması için elde edilen genişliğin yeni doldurma yöntemleri için yeterli olmaması ve mikroorganizmalarla mücadelede gerekli etkinliği gösterememesi, yeni kök kanalı şekillendirme yöntemlerinin arayışına neden olmuştur [51]. Bu dönemde step-back ve ardından step-down şekillendirme metotları geliştirilmiş ve güncellenmiştir. Bu yöntemlerin çıkışıyla “Kök kanallarının genişletilmesi” kavramı, yöntemlerin özelliklerine de bağlı olarak “Kök kanallarının şekillendirilmesi” kavramına dönüşmüştür [32, 34].

İlerleyen zamanlarda ise hem eşdeğer etkinlikte hem de bu yöntemlerden daha hızlı olan kök kanalı şekillendirme yöntemlerinin arayışı başlamıştır. Daha önce de kullanılan döner aletler ile kök kanalı şekillendirme yöntemleri, NiTi esaslı kanal

aletlerinin de yardımıyla geliştirilmiş ve yeni NiTi esaslı döner aletler ile kök kanalı şekillendirme yöntemleri kullanıma sunulmuştur [2].

Nikel-Titanyum kanal aletlerini 1980'lerin başında Otan "Apikal reamer" denilen çalışma kısmı aletin son 3mm'sinde bulunan aletle tanıtmış, ancak yeterli başarı elde edememiştir [30]. Bu sebeple bu aletlerin döner alet sistemleri ile kullanılması düşüncesi doğmuştur. 1989 yılında Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey isimlerinin baş harflerinden oluşan "Canal Master-U" nun protipi olan "SW" adını verdikleri aleti tanıtmışlardır [52]. Sırasıyla önce Canal Master sistemi, SW aleti ve Canal Master-U sistemi geliştirilmiştir. SW aletinin dizaynı apikal reamer ve Gates-Glidden'in bir kombinasyonudur.

Daha sonraları ise bu yenilikler sayesinde ilk olarak "Lightspeed" ismi verilen uç kısmında kaşık biçimli kesici bir alan bulunan Ni-Ti esaslı döner alet sistemi 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır [53]. 1994 yılında günümüzde kullandığımız döner sistemlere benzer prensiple çalışan Profile sistemi Dr. Ben Johnson tarafından geliştirilmiş ve günümüze kadar birçok döner sistem kullanıma sunulmuştur.

Ni-Ti alaşımının döner aletlerde kullanımı; şekillendirmenin tamamlanması için gerekli süreyi kısaltma, hekimin enerjisini daha verimli kullanmasını sağlama ve işlemsel kazaları azaltabilme özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisinde bir kilometre taşı olarak kabul edilmektedir [54]. Ni-Ti döner aletler kazıma hareketi ile dentini kaldırmakta konvansiyonel kanal eğeleri kadar hatta daha da fazla etkin bulunmuştur ve akut eğimli kanallarda konvansiyonel eğelerin şekillendirme sırasında irrigasyon ve obtürasyon için gereken konikliği sağlayamadıkları gösterilmiştir [55]. Ni-Ti döner sistemler şekillendirme işlemini basitleştirdiği için hem serbest diş hekimleri hem de uzmanlar tarafından benimsenmiştir.

2.5.3. Ni-Ti Kanal Aletlerinin Özellikleri

Farklı döner sistemlerde kullanılan eğelerin kesitleri, uç capları, tasarımları ve kesim açıları kendilerine özgüdür. Kesim açısı, kanal aletinin kesici kenarı ile kanal duvarı arasında kesme işlemi sırasında oluşan açı olarak tanımlanabilir. Kesici kenar ile kesilen yüzey arasındaki açı; geniş açı ise kesim açısı pozitif veya kesici, dar açı ise

negatif veya sıyrıcı olarak adlandırılır [56]. Pozitif kesim açılı eğeler şekillendirme esnasında eğenin hareketi yönünde kesim yaparak, kontrollü bir şekilde madde kaldırırlar [56]. Ancak aşırı pozitif kesim açısı zip, perforasyon ve basamak oluşması riskini artırır. Kesme etkinliğinin belirlenmesinde kesici kısımların açısı önemli bir rol oynar. En son çıkan NiTi döner sistemlerin neredeyse tümü, en fazla etkinliği sağlayabilmek için nötral veya negatif bir kesme açısına sahiptir [57].

Aletlerin uç tasarımları incelendiğinde hem el hem de endodontik motor ile kullanılan birçok modern eğenin ucunun kesici olmadığı görülmektedir. Ancak Quantec, ProFile ve FlexMaster gibi bazı bazı eğe sistemleri kesici uç tasarımına sahiptir [58]. Klinikte farklı uç tasarımlarının birbirlerine üstünlükleri olmadığı anlaşılmıştır [58]. Yine de kesici uç tasarımlarının dentine angaje olup işlemsel kazalara neden olabileceği kullanım esnasında akıldan çıkartılmamalıdır.

Radyal alan, kesici ucun arkasında bulunan düz yüzey olup, eğenin kırılma direncini artırır. Kanal aletinin kanalın merkezinde kalmasını sağlayarak vidalanmayı engeller. Heliks açısı, kesici kenarın, aletin uzun eksenine yaptığı açıdır. Yivlerde biriken debrisin kanal dışına tahliyesi bu açıyla ilişkilidir. Rake (eğiklik) açısı ise, kanal eğesinden yatay bir kesit alındığında, aletin yarıçapı ile bıçak kısmının yaptığı açı olarak tanımlanır [56].

Döner sistem eğelerinin gövdelerinin kalınlıkları kendilerine özgüdür. Gövde kalınlığı arttıkça eğenin kırılma direnci azalır; ancak buna karşılık elastikliğini kaybeder. Yiv aralığı, eğenin çalışan yüzeyindeki bıçaklar arasındaki oluklardır. Şekillendirme sırasında ortaya çıkan debris bu oluklarda birikir ve oluklar vasıtasıyla kanal dışına taşınır. Yiv aralığı ne kadar genişse debris çıkışı ve elastiklik o kadar fazladır [59].

Land; yiv aralıkları arasında bıçak boyunca devam eden kısma denir. Aletin vidalama etkisini, kanal transportasyonunu, mikroçatlakların yayılma riskini azaltır, bıçak kısmını destekler ve kesim derinliğini sınırlandırır [59].

Kanal aletinin ucuyla sap kısmı arasında bulunan kısım “çalışan yüzey” olarak adlandırılır. Çalışan yüzey boyunca aletin çapının her 1mm’deki artış miktarı “koniklik açısı” ya da ‘taper’ olarak adlandırılır. Konvansiyonel eğelerin koniklik açıları %2 (.02) ve çalışan yüzeyin uzunluğu 16 mm’dir. Fakat günümüzde taper açısı .12’ye kadar değişen ve farklı uzunluklardaki aletler bulunmaktadır [59,60].

2.5.4. Ni-Ti Döner Alet Sistemlerinin Çalışma Prensipleri

Günümüzde döner sistemler ya tork kontrollü motorlar ya da havayla çalışan redüksiyonlu başlıklar ile kullanılmaktadır. Redüksiyonlu elektrikli motorlar döner NiTi sistemler için daha uygundur, çünkü sabit bir devir sağlarlar [61]. Eğer uygun olmayan yüksek tork değerinde çalışılırsa aletin kaldıramayacağı ekstra yük nedeniyle alet kırılır. Uygun tork değerinde çalışıldığı takdirde yeni motorlarda olan autoreverse hareketi ile alet apikalde sıkışırsa motor hemen durup ters yönde hareket eder, böylece aletin sıkışması engellenir ve kırılma olasılığı azalır [62].

Döner alet sistemleriyle şekillendirme kurondan apikale doğru yapılır. Bu tekniğin enfekte dokuların apikal bölgeye itilmesini engellemesi ve bu bölgede yıkama solüsyonları için bir rezervuar oluşturarak solüsyonların etkinliğini artırması gibi avantajları vardır [63].

Döner aletlerle kök kanalı şekillendirme sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli özelliklerden birisi basınç yapmadan çalışmaktır. Kök kanalı içinde pasif basınçla ve ileri-geri hareketle şekillendirme yapılmalıdır. Kalsifiye kanallarda kullanılmamalıdır [63]. Şekillendirme sırasında kanal aletleri kanal içinde 10sn'den fazla çalıştırılmamalıdır. Kanal içinde asla durdurulmamalıdır. Yönergelere uymadan kullanıldığında alet kırılması riski bulunmaktadır.

Kanal aletlerinin kırılma nedenleri torsiyonel kuvvetler ve yıpranmadır. Torsiyonel kuvvetler sürtünme direnci nedeniyle ortaya çıkarlar, yivler arası alan büyüdükçe sürtünme kuvveti artar yani kırılma potansiyeli artar. Kanal aletlerindeki döngüsel yorgunluk eğimli kanalda eğenin dönme hareketini yapması sonucu oluşur. Eğimin iç yüzeyindeki moleküllerde sıkışma olurken, dış yüzeyindeki moleküller baskı altındadır. Dönme hareketi boyunca baskı ve sıkışma birbirini takip eder ve alet kırılır. Bu nedenle her kullanımdan sonra kanal aleti üzerindeki yivler mikroskop altında incelenmeli, herhangi bir deformasyon görülürse tekrar kullanılmamalıdır [61, 62, 63]. Eğe olukları debris ile dolmadan sık sık eğenin üzeri artıklardan temizlenmelidir. Gambarini düşük tork değerinde çalışmanın döngüsel yorgunluğu azalttığını bulmuştur [62].

Serbest çalışan diş hekimleri NiTi döner enstrümanları kullanırken iki ana problemle yüzyüze gelirler: 1- tekrarlı kullanıma bağlı olarak artan alet yorgunluğu ve buna mukabil alet kırılması 2- eğelerin etkin bir biçimde temizlenip sterilize

edilememesine bağılı çapraz enfeksiyon riski [64]. Diş dokuları ve organik debris NiTi eğerlerin yüzeylerinde gözlemlenmiş; dikkatli bir biçimde temizlenmesi ve ultrasonik temizleyicilerin kullanılmasına rağmen yüzeydeki çatlaklara yapıştıkları bildirilmiştir. Bu nedenle döner sistem eğerlerinin tek kullanımlık olması önerilmiştir [65]. Ancak birkaç eğeli bir döner sistemin tek sefer kullanılmasının ekonomik maliyeti hem endodontist hem de serbest diş hekimi için fazla olmaktadır. Bunun sonucunda, kanal tedavisinin biyolojik ve mekanik hedeflerini gerçekleştirirken kullanılan alet sayısını en aza indiren şekillendirme tekniklerinin bulunmasının yararlı olacağı kanısı oluşmuştur [63]

Yared'in 2008 yılında yaptığı devrimsel çalışması endodontide kullanılan döner sistemlere yeni bir bakış açısı getirmiştir. Bu çalışmada ProTaper F2 egesi resiprokal harekette kullanılarak tek ege ile kanal şekillendirmesi tamamlanmıştır ve bu yöntemle klinik olarak etkin bir şekillendirme yapılabildiği gösterilmiştir [64]. Böylelikle endodontide resiprokal sistemlerin kullanılması fikri de gündeme gelmiştir.

Resiprokal hareketle çalışan eğerlerde saat yönündeki dönüş eğerin kanalde ilerlemesini sağlarken saat yönünün tersine dönüş eğerin serbestlenmesini sağlayarak özellikle eğimli kanallarda daha güvenli kullanım imkanı sunar. Bu harekette saat yönündeki dönüş açısı saat yönünün tersine olan dönüş açısından daha fazla olur. F2 egesinin resiprokasyonla kullanılması şekillendirme etkinliği değerlendirildiğinde ProTaper serisinin rotasyonla kullanılmasına benzer sonuçlar verir. Ancak resiprokal hareketle yapılan şekillendirme anlamlı ölçüde kısa sürer [64]. Resiprokal hareketin avantajları fizikteki etki-tepki kurallarının şekillendirme prensiplerine uygulanması ile açıklanabilmektedir [66]. Bu hareket manuel şekillendirme yöntemlerinden balanced-force tekniğine benzemektedir [33]. Resiprokal sistemler üretilirken M-wire teli kullanılmaktadır.

2.6. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Alet Sistemleri

2.6.1. Reciproc Döner Alet Sistemi

Reciproc (VDW, Munich, Germany) sistemi resiprokal hareketin endodontik döner sistemlerde kullanılması fikrini ortaya atan Dr. Ghassan Yared tarafından VDW firması ile beraber geliştirilmiştir. Kendi öncül çalışmasında kullandığı ProTaper

eğesinin dar kanallarda kullanılamayacak kadar rijit olması, öncesinde mutlaka rehber yol hazırlanması gerekliliği [64] ve resiprokal hareket için kullanılan ATR Vision (ATR, Pisoa, İtalya) tip motorun üretimden kalkmış olması yeni sistem arayışlarını kaçınılmaz bir hale getirmiştir. Sistem resiprokal hareketle ve crown-down sistemi ile kanalları şekillendirmektedir. Yared bu sistemle rehber yol oluşturma zorunluluğunun da ortadan kalktığını ileri sürmektedir. Sistemin eğeleri daha fazla esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci sağlayan M-wire telinden üretilmiştir [67].

Günümüzde birçok klinisyen esnek olup eğri kanallarda etkin kullanımı, daha az debrisin apikalden çıkması, orijinal kanal formuna sadık kalınması gibi avantajları nedeniyle Ni-Ti döner alet sistemlerini tercih etmektedir [68, 69]. Tek ege resiprokal sisteminin kullanımı bu avantajlarının yanı sıra zaman tasarrufu ve öğrenme-uygulama kolaylığı açısından da oldukça başarılıdır [70].

Reciproc eğeleri kuronal kısımda sıkışmayı engellemek ve gereksiz madde kaybının önüne geçmek için regresif taper kullanılmıştır. Tüm eğelerin taper açısı ilk 3 mm'den sonra 0,04'e düşer. Reciproc eğesinin kesitsel tasarımı MTwo ile aynı olup çift S şeklindedir [71].

Reciproc sistemi farklı zorluk derecelerinde kanallar için üç farklı genişlikte ege, eğelere uygun resiprokal hareket yapabilen bir endodontik motor, bu eğelerin şekillendirdiği kanallara uygun kağıt konlar ve gütta-perkalardan oluşmaktadır. Sistem sıcak gütta perka teknikleri için de uygundur. Eğeler resiprokal hareket yapan motorlarda 300 rpm hızla çalıştırılırlar. Saat yönünün tersine 150°, saat yönünde 30° dönerek 3 defada bir tam turu tamamlarlar. Sistem için üretilmiş eğeler şöyledir:

R25 – dar kanallar için geliştirilmiş Reciproc eğesi. Taper açısı ilk 3 mm'de 0.08 olup D1 çapı 0.25 mm, D16 çapı 1,05 mm'dir. Kırmızı renkle işaretlenmiştir.

R40- orta genişlikteki kanallar için geliştirilmiş Reciproc eğesi. Taper açısı ilk 3 mm'de 0,06 olup D1 çapı 0,40 mm, D16 çapı 1,10 mm'dir. Siyah renkle işaretlenmiştir.

R50- geniş kanallar için geliştirilmiş Reciproc eğesi. Taper açısı ilk üç mm'de 0,05 olup D1 çapı 0,50 mm, D16 çapı 1,17 mm'dir. Sarı renkle işaretlenmiştir.

Şekillendirirken kullanılacak Reciproc eğesini seçmek özellikle teşhis radyografisine bağlıdır. Eğer teşhis radyografisinde kök kanalının seyri tamamen izlenebiliyorsa, bu kanal orta genişlikte ya da geniş bir kanal olarak sınıflandırılır.

Teşhis radyografisinde kanal seyri tamamen ya da hiç izlenemeyen kanallar dar kanal olarak kategorize edilirler. Bu durumda R25 kullanılır. Geniş ya da orta genişlikteki kanal arasında ayırım yapabilmek için endodontik giriş kavitesi açıldıktan sonra ISO 30 büyüklüğünde bir el eğesi kanala yerleştirilir. Eğer eğe herhangi bir zorlanma olmadan pasif bir şekilde kök ucuna kadar ilereyebiliyorsa bu kanal geniş olarak kabul edilir ve şekillendirme için R50 seçilir. ISO 30 eğe kök ucuna kadar pasif bir şekilde ilerleyemiyorsa ISO 20 büyüklüğünde eğe ile ikinci değerlendirme yapılır. Bu eğe kök ucuna pasif bir biçimde ilerleyebiliyorsa kanal orta genişlikte demektir ve şekillendirme R40 ile gerçekleştirilir. Şayet bu eğe de kök ucuna pasif olarak ilerleyemiyorsa, o zaman dar kanallar için üretilmiş R25 ile şekillendirme yapılmalıdır [71,72].

Şekillendirme yaparken öncelikle dikkat edilmesi gereken nokta mutlaka düz bir giriş yolu hazırlamaktır. Bunu takiben kanalın tahmini boyunun 2/3'lük kısmı Reciproc ile şekillendirilir. Apex-locator ile kanal boyunun ölçülmesi bu aşamadan sonra gerçekleştirilir. Ardından kademeli bir biçimde apikale kadar şekillendirme tamamlanır. Bu esnada dikkat edilmesi gereken bazı noktalar vardır. Şekillendirme işlemi “gagalama hareketi” olarak tabir edilen aşağı yukarı salınım hareketleriyle yapılmalıdır. Eğe kanalın içine 3 kere girip çıktıktan sonra eğenin üzerindeki debris temizlenmeli ve kanal yıkama solüsyonlarıyla temizlenmelidir. Şekillendirme sırasında angle druvanın kontrolü asla kaybedilmemelidir. Resiprokasyon hareketi aynı zamanda vidalanmaya da neden olabildiğinden angle druva pasif ancak kontrollü bir biçimde kullanılmalıdır. Dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta da salınımların boyunun 3-4 mm'yi geçmemesidir [71,73].

Özellikle apikalde keskin kök eğimlerinin olduğu vakalarda Reciproc eğesini apikale doğru ilerletmek mümkün olmayabilir. Bu durumda ISO 10 ve 15 büyüklüğündeki eğelerle kanal boyuna ilerleyerek rehber yol oluşturulmalı eğenin apikale ilerlemesi sağlanmalıdır. Eğer rehber yol hazırlanmasına rağmen Reciproc ile kanal boyuna ulaşmak mümkün olmayacaksa şekillendirme el aletleri ile tamamlanmalıdır [71,73].

Üretici firma sistemi tek kullanımlık olarak piyasaya sürmüştür. Eğelerin şaft kısmındaki plastik halka sterilizasyona girdiğinde deforme olacak şekilde tasarlanmıştır. Böylece eğe tekrar angle druvaya takılamamakta; ikinci kez kullanılamamaktadır. Bu nedenle bir eğe ile en fazla 4 kanal şekillendirilebilir [73].

Martinho ve ark Reciproc, WaveOne, ProTaper ve MTwo şekillendirme sistemlerini enfekte kanallardan bakteri uzaklaştırabilme kapasitesi açısından değerlendirdikleri çalışmalarında her iki resiprokal sistemi de döner alet sistemleri kadar etkin bulmuşlardır [74]. Plotino ve ark yaptıkları çalışmada Reciproc ve WaveOne sistemlerinin döngüsel yorgunluklarını kırılma saniyeleri açısından incelemiştir. Reciproc sistemi ile kırılma 130.8 ± 18.4 s'de gerçekleşirken, WaveOne sistemi ile 97.8 ± 15.9 s'de meydana gelmiştir. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur [75].

2.6.2. WaveOne Döner Alet Sistemi

WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) döner alet sistemi resiprokal hareket ve crown-down prensibi ile çalışan, tek eğe ile kanal şekillendirilmesini sağlayan bir sistemdir. Tek bir eğeyle şekillendirmenin ardından konik bir form elde edilir. Bu konik form bütün bakteri, bakteri ürünleri ve pulpa dokusunun uzaklaştırılması için gerekli irrigasyonu sağlar [76]. Ayrıca güta-perka ile 3 boyutlu olarak kanalın doldurulmasına imkan veren anatomik şekli oluşturur [24, 77].

Eğelerin üretiminde M-wire teli kullanılmıştır. Bu eğeler geleneksel NiTi eğelerden 4 kat daha fazla döngüsel yorgunluğa karşı dirence ve kuvvete sahiptir [78]. Gerilme dayanıklılığı ve yorgunluğa karşı direnci konvansiyonel Ni-Ti eğelere göre daha fazladır [46].

Sistemde 3 çeşit eğe bulunmaktadır. 21 mm, 25 mm ve 31 mm uzunluklarında çeşitleri üretilmiştir. “WaveOne Small” dar kanallarda kullanılır. Sarı bantlıdır. %6’lık devamlı bir koniklik açısına sahiptir. Eğenin uç büyüklüğü ISO 21’dir. “WaveOne Primary” kanalların çoğunda kullanılır. Kırmızı bantlıdır. Uç büyüklüğü ISO 25’dir. Apikal koniklik açısı %8 olup, kuronale doğru %6’ya azalmaktadır. “WaveOne Large” geniş kanallarda kullanılır. Siyah bantlıdır. Uç büyüklüğü ISO 40’dir. Apikal koniklik açısı %8 olup, kuronole doğru %6’ya azalmaktadır [79].

Eğeler ters kesme hareketi ile çalışmaktadır. Eğenin uç kısmının kesiti modifiye edilmiş konveks üçgen iken, kuronal bölgenin kesiti konveks üçgendir. Bu kesit eğenin daha esnek olmasını sağlamaktadır. Uçları yuvarlatılmış, kanal eğimini rahat takip edecek şekildedir. Olukları eğe boyunca değişkendir, bu özellik güvenliği artırır,

burkulma stresini önemli oranda azaltır, debrisin kanaldan daha kolay tahliye edilmesini sağlar [80].

Bürklein ve Scheafer yaptıkları çalışmada Reciproc, WaveOne, Mtwo ve ProTaper döner alet sistemlerini apikalden çıkan debris miktarına göre karşılaştırmışlardır. Reciproc sisteminin diğer sistemlere göre apikalden daha fazla debris çıkardığını, Mtwo ve Protaper sistemlerinin de resiprokal hareketle çalışanlara göre daha az debris çıkardıklarını bildirmiştir [81].

Çapraz enfeksiyon ve pulpa hücrelerinde prion bulunması olasılığına karşı bütün eğelerin kanal içinde 1 kere kullanımları tavsiye edilmiştir [82, 83]. Diğer sistemlerde genelde eğeler buna rağmen birden fazla kez kullanılmaktadır. Ancak üretici firma WaveOne ege sisteminin sap kısmındaki plastik parçayı steril edildiğinde deforme olup, anguldruvaya giremeyecek şekilde üretmiş ve 2. kez kullanımının önüne geçmiştir. Eğelerin en fazla 4 kanalda kullanımı önerilmektedir.

WaveOne eğeleri firmanın ürettiği şarj edilebilen 1:6 redüksiyonlu WaveOne motorları ile kullanılabilir. Bu motor diğer sistemlerin eğelerinin de kullanımına uygundur çünkü devamlı rotasyon hareketi de yapabilmektedir. Asıl olarak resiprokal hareket için önceden programlanmıştır. Üretici firma 350 rpm'de çalışmasını belirtmiştir. Saat yönünün tersine ve saat yönünde hareket eder. Saat yönünün tersine 170 derece, saat yönünde ise 50 derecelik bir hareket yapar [79]. Saat yönünün tersine olan hareket dentin kesme işlemi için, saat yönündeki hareket de eğenin dentine vidalanmasını engellemek için vardır. Resiprokal hareket yapmasının eğenin ömrünü arttırdığı düşünülmektedir [84,85].

Şekillendirme yapılmadan önce uygun eğenin seçilmesi oldukça önemlidir. Çünkü bu ege ile şekillendirme başlayacak ve bitecektir. Bunun için üretici firma şu kriterleri belirtmiştir [79];

1. Eğer 10 numara K-tipi ege ile apikale ulaşmakta zorlanılıyor ise “WaveOne Small” (21.06) ile şekillendirme yapılır.
2. Eğer 10 numara K-tipi ege apikale rahat ulaşıyorsa “WaveOne Primary” (25.08) ile şekillendirme yapılır.
3. Eğer 20 numara K-tipi veya daha büyük eğeler ile apikale ulaşıyorsa “WaveOne Large” (40.08) ile şekillendirme yapılır.

Kullanılacak olan eğenin seçiminden sonra eğe dirençle karşılaşınca kadar basınç uygulanmadan kanal içinde ilerletilir (yaklaşık kanalın 2/3'ü) ve bir miktar şekillendirme yapılır.%5'lik NaOCl ve EDTA ile yıkama yapılır.Kuronal 2/3'lük kısım şekillendirildikten sonra el aleti ile kök kanalının apikal bölgesine ulaşılır, çalışma uzunluğu röntgen ve apex locater yardımıyla belirlenir.Seçilen eğe tekrar kanala yerleştirilip belirlenen çalışma boyunda hafif bir basınç ve ileri-geri hareket ile şekillendirme yapılır. Tek seferde apikale ulaşmak için zorlanılmamalıdır. Eğer kanal içinde ilerlenemiyorsa bir küçük eğeye geçilmelidir. 3-4 seferde eğe çıkarılıp, temizlenmeli, kanal yıkanmalıdır.Şekillendirmenin bitmesinin ardından WaveOne eğesi ile aynı büyüklükteki bir el eğesi ile apikal genişlik kontrol edilmelidir [79].

2.6.3. OneShape Döner Alet Sistemi

Micromega (Micro Mega, Besançon, Fransa) tarafından geliştirilmiş bir sistem olan OneShape saat yönüne rotasyon hareketi ile çalışan bir tek eğe sistemidir. Bu sistemin eğesinin apikal boyutu ISO 25'tir ve 0.05 sabit taper açısına sahiptir. Enstrüman geleneksel ostenitik Ni-Ti alaşımından üretilmiş olup yüzeyindeki mikroçatlakların giderilmesi için elektrokimyasal cilalama işlemine tabi tutulmaktadır [86]. En önemli karakteristik özelliği üç farklı kesit geometrisinin bulunmasıdır. Eğenin uç kısmındaki 3 kesici kenarlı konveks bir üçgene benzer kesiti, orta kısımda daha geniş bir konveks üçgen halini almakta, shafta yakın kısımda ise Reciproc, Mtwo gibi sistemlerdeki S şekilli kesite dönüşmektedir[86]. Ayrıca eğenin çalışan kısmındaki burgu aralıkları da değişkendir. Bu tasarım aletin devamlı rotasyon hareketi esnasında kanal içinde sıkışıp kırılmasını engellemek için yapılmıştır [87].

OneShape devamlı rotasyon hareketi ile kullanıldığından bütün endodontik motorlarda rahatça çalışılabilecek bir sistemdir. Üretici firmanın tavsiye ettiği hız değeri 400 rpm olup tork değeri 4 Ncm'dir [88].

Bu sistemle şekillendirme yapmadan önce düz bir giriş kavitesi açılmalı; mümkünse yine firmanın ürettiği EndoFlare (MicroMega) ile kuronal genişletme yapılmalıdır. Ayrıca el aletleriyle manuel olarak ya da döner Ni-Ti sistemlerle rehber yol hazırlanması sistemin rahat ve etkin bir biçimde preparasyon yapması için tavsiye edilmektedir [89]. Dagna ve ark OneShape'in döngüsel yorgunluk değerlerinin M-wire içeren sistemlere göre daha düşük ancak geleneksel NiTi sistemlerinkinden daha fazla olduğunu belirtmiştir [67].

2.7. Şekillendirme Öncesinde Rehber Yol Hazırlanması

Döner sistemlerle şekillendirme yapılırken birçok problemle karşılaşılabilir. Enstrüman ile kanal duvarı arasındaki sürtünme kuvveti nedeniyle eğelerin kanal içinde sıkışması bunlardan biridir. Eğer kanal eğesi bu aşamada çalıştırılmaya devam ettirilirse mutlak kopma kuvveti değeri aşılarak alet kırılır [90, 91]. Apikalde kök kanal çapının kullanılacak döner alet sisteminin ilk eğesinden daha büyük ya da en azından ilk eğeyle aynı büyüklükte olması sıkışmayı engelleyerek eğe ile kanal duvarı arasındaki temas alanının azaltılıp sürtünme kuvvetinin düşürülmesini sağlayabilir [92]. Bazı çalışmalarda bu amaçla rehber yol oluşturulması önerilmektedir. Bu durum aynı zamanda kullanılan döner sistemin kanalın merkezinde kalarak tek yönde aşındırma yapmamasını; dolayısıyla kanal transportasyonunun azalması da sağlayabilmektedir [93].

Rehber yol döner sistemlerle çalışmaya başlamadan önce manuel olarak el aletleriyle de hazırlanabilir. Bu amaçla K-File ya da K-Flexo File eğelerin kullanılması önerilmektedir. Farklı görüşler olsa da apikal genişletmenin boyutunun ISO 20'ye ulaşması optimum rehber yol hazırlığını ifade eder [92].

Yakın zamanda rehber yol hazırlanabilmesi için Ni-Ti döner sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu sistemlerin manuel genişletmeye göre bazı avantajları bulunmaktadır. Özellikle karmaşık anatomili ya da aşırı akut eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında Ni-Ti aletler ön genişletmenin daha az işlemsel hatayla tamamlanmasını; dolayısıyla Ni-Ti şekillendirme sistemlerinin de daha rahat kullanılmasını sağlarlar [94].

2.7.1. Çalışmamızda Rehber Yol Hazırlanması İçin Kullanılan Sistemler

Çalışmamızda rehber yol hazırlamak için manuel yöntem ve PathFile sistemi kullanılacaktır (Dentsply Maillefer, Bellaguires, İsviçre). Manuel yöntemde dişler K-File eğelerle apikal boyut ISO 20 olacak biçimde şekillendirilecektir [94].

2.7.1.1. PathFile Sistemi

PathFile sistemi 0.02 taper açısına sahip endodontik motorda kullanılabilen 3 eğeden oluşmaktadır[95].

PathFile 1: ISO 13.02 boyutundadır. Mor bantlıdır.

PathFile 2: ISO 16.02 boyutundadır. Beyaz bantlıdır.

PathFile 3: ISO 19.02 boyutundadır. Sarı bantlıdır.

Bütün eğeler boyutlarına göre sırasıyla çalışma boyunda kullanılarak rehber yol hazırlanır. Bu sistem ekstra kanalların, dar ya da sklerotik kanalların ön şekillendirilmesi için de kullanılabilir [95]. Berutti ve ark. Pathfile kullanılarak rehber yol oluşturulan dişlerde manuel ön şekillendirme yapılan dişlere kıyasla daha az çentik ve dirsek oluştuğunu bildirmiştir [93].

2.8. Şekillendirme Sırasında Meydana Gelen İşlemsel Kazalar

Diş hekimliğindeki diğer karmaşık disiplinlerde olduğu gibi, kök kanal tedavisi esnasında hekim istemediği ya da öngöremediği koşullarla karşı karşıya kalabilir. Prognozu etkileyen bu koşullar işlemsel kazalar olarak adlandırılır [1]. İşlemsel kazalara yol açan etyolojik faktörlerin bilinmesi bu kazaların önlenmesinde hayati önem taşır. Giriş kavitesinin açılmasından post yerleştirilmesine kadar olan her aşamada işlemsel kazalar meydana gelebilmektedir [3]. İyi bir klinisyen bilgi, beceri, sabır, sezgileri ile limitlerinin farkındalığını kullanarak bu kazaların insidansını en aza indirmeye çalışır [96].

Ancak şekillendirme sırasında özellikle eğimli kanallarda çentik, perforasyon, yapay kanal oluşumu ve kanal transportasyonu gibi iyatrojenik hatalar yapılabilir [97]. Bu hatalar dezenfeksiyon prosedürlerinin etkinliğini azaltıp kanal dolgunun kalitesini düşürerek endodontik tedavinin kalitesi üzerinde olumsuz etki yaparlar [98]. Mohazeni ve ark yaptıkları çalışmada 101 hastaya yapılan kanal tedavilerini incelemişler ve hastaların %67.3'ünde kanal tedavisi sırasında bir çeşit işlemsel kazanın meydana geldiğini tespit etmişlerdir. Şekillendirme sırasında en fazla gerçekleşen radyografik olarak değerlendirilebilir işlemsel kazaların sırasıyla çentik oluşumu (%26), transportasyon (%8.7) ve zip oluşumu (%2) olduğu aynı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir [99].

2.8.1. Basamak Oluşumu

Tanım olarak aniden çalışma boyuna ulaşamadığında ve kanalın orijinal erişilebilirliği kaybolduğunda basamak oluşturulmuş demektir. Basamak oluşumunun en önemli nedenleri yeterli düzlükte bir kanal girişinin sağlanmaması, yetersiz irrigasyon, eğimli kanalların gereğinden fazla genişletilmeye çalışılması ve kanalın apikal kısmına debris sıkışmasıdır [11]. Dar, uzun ve eğimli kanallarda basamak oluşması riski daha fazladır. Basamak oluşumunun önlenmesi için öncelikle kanallarda düz bir giriş hattı sağlanmalı, sıkça rekapitülasyon ve irrigasyon yapılmalı, gerekli durumlarda lubrikant ajanlar kullanılmalı, eğimli kanallarda pasif tekniklerle çalışılmalı

ve kural genişletmeye önem verilmelidir [11]. Kanallarda oluşan baamağın giderilmesi için, basamak 10.02 K-File eğelerle by-pass edilerek çalışma boyuna yeniden ulaşılmaya çalışılmalıdır. Kuralda daha fazla genişletme yapılarak kanala giriş açısının düzeltilmesi de bazı vakalarda başarıya ulaşılmamasını sağlar [100]. Basamak oluşumuna bağlı tedavi başarısızlığı kanalın şekillendirilememiş ve dolayısıyla doldurulamamış kısmında kalan debris miktarına bağlıdır. Başarısızlık durumunda retreatment ya da apikal cerrahi düşünülmelidir [101].

2.8.2. Yapay Kanal Oluşumu

Kök kanal sisteminin orijinal doğrultusundan sapılarak yapay kanal oluşturulması basamak oluşumuna neden olan faktörlerle yakından ilişkilidir. Bu nedenle basamak oluşumunun önlenmesi için geçerli prensipler yapay kanal oluşumunu önlemek için de uygulanabilir [100]. Yapay kanallar çoğunlukla basamak oluşturulmuş bir dişte agresif bir biçimde çalışma uzunluğuna yeniden ulaşılmaması çabasıyla meydana gelir. Eğer hekim oluşturduğu yapay kanalda inatçı bir biçimde ilerlemeye devam ederse, kök yüzeyi perfore olur [101]. Yapay kanal oluşumu farklı açılardan alınan radyografilerle tespit edilebilir; perforasyon varsa apex-locator da kullanılabilir. Eğer yapay kanal oluşumu neticesinde kök perfore olmadıysa basamağın kural ile birlikte oluşturulan yapay kanal da doldurulur. Bunun için sıcak gutta-perka teknikleri kullanılabilir [11]. Yapay kanalla beraber perforasyon da mevcutsa perforasyon sonucunda oluşan defekt konvansiyonel ya da cerrahi yöntemlerle kapatılabilir [1].

2.8.3. Perforasyon

Şekillendirme esnasında diş kökü farklı noktalardan perfore olabilir. Perforasyonun konumu, yani apikalde, orta kısımda ya da kuralde olması, ve tedavinin hangi basamağında perforasyonun gerçekleştiği dişin prognozunu etkiler. Oluşan yaralanmaya karşı periodontal dokuların vereceği yanıt perforasyonun konumu ve boyutuna bağlıdır [102].

Apikal perforasyonlar ya overinstrümantasyon nedeniyle apikal foramende meydana gelir ya da kanalın seyrinden farklı bir alandan kök perfore edilir. Kanalın apikal darlığı aşacak biçimde şekillendirilmesi çalışma boyunun yanlış hesaplanmasından kaynaklanır [103]. Çalışma boyunun doğru belirlenmemesi nedeniyle oluşan bir diğer problem ise “zip” tir. Zip oluşumunun bir başka nedeni de eğimli kanallarda kullanılan aletlerin şekillendirme sırasında ilk haline dönme, yani

düzleşme isteğidir [11]. Apikal perforasyonun semptomları kanalda ya da alette hemoraji belirtilerinin görülmesi, asemptomatik bir dişte şekillendirme sırasında aniden ağrı oluşması ve apikal stopun kaybedilmesidir. Perforasyonun önlenmesi için en fazla dikkat edilmesi gereken husus çalışma uzunluğunun doğru tespit edilmesidir [13]. Eğimli kanallarda şekillendirme sırasında çalışma uzunluğunun eğimin azalmasına bağlı olarak kaybedilebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Böyle bir perforasyon oluştuğunda yapılması gereken çalışma uzunluğu tekrar belirlenerek belirlenen uzunlukta apikal stop oluşturarak kanal dolgusunun taşmasını engellemektir [104]. Perforasyona bağlı olarak apeksin tamamen açıldığı ya da tersine konik bir şekil aldığı durumlarda tıkaç oluşturmak zor olabilir. Bazı vakalarda MTA yerleştirilerek apikal tıkaç oluşturulabilir. Böylelikle kanal dolgusunun taşmasının da önüne geçilebilir [105]

Basamak oluşmuş bir dişte by-pass işlemi sırasında eğenin yanlış açıda ve yanlış basınçla kullanılması sonucunda yapay kanal oluşturularak lateral perforasyon meydana getirilebilir [1]. Lateral perforasyonlardan kaçınmak için kanal eğimi ve genişliği ile kullanılan eğenin esnekliği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu tip perforasyonların belirtileri apikal perforasyonlarınkine benzemektedir. Apex-locator ile perforasyon noktası net bir biçimde belirlenebilir. Lateral perforasyon oluştuğunda yapılması gereken öncelikle basamağın geçilip geçilemediğini değerlendirmektir [106]. Eğer basamak geçilemiyorsa kanalın kural segmentinin etkin bir biçimde temizlenip doldurulmasına konsantre olunmalıdır. Bunun için yeni bir çalışma uzunluğu belirlenip şekillendirme işlemine bu uzunlukta devam edilerek kanal dolgusu yapılır. Lateralden perforasyon olmuş dişlerin prognozu perforasyonun ne kadar kuralda olduğu ile yakından ilişkilidir [106]. Apikal kısımda ne kadar temizlenmemiş alan kalırsa, yani perforasyon ne kadar kuralda olursa prognoz o kadar zayıftır. Perforasyon alanının MTA ile tamiri, perforasyon seviyesinden kökün rezeke edilmesi, hemiseksiyon veya kök amputasyonu gibi alternatif tedavi teknikleri de uygulanabilir [11].

Strip perforasyonlar çoğunlukla kanalın orta üçte birlik kısmında oluşan uzun, vertikal perforasyonlardır ve eğimli bir kök kanalının iç kenarından fazlasıyla düzleştirilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu tip perforasyonlarda yeterli tıkaç oluşturmak perforasyon alanının düzensiz, uzamış şeklinden dolayı oldukça zordur [107]. Strip perforasyonlardan en çok alt ve üst büyük azı dişlerinin meziobukkal kökleri etkilenmektedir. Perforasyon riskini azaltmak için düz giriş kavitesi açılmalı, orta ve kural kısımda kanal eğiminin dış kenarına doğru eğileme yapılmalı ve taper

açısı fazla olan eğelerle şekillendirme yapılırken dikkatli çalışılmalıdır. Tedavi prensipleri diğer perforasyon türleri ile aynıdır [11].

2.8.4. Transportasyon

Kök kanallarının şekillendirilmesi işlemi sırasında var olan apikal foramenin yapısı korunarak kökün apikalinden kuraline konik bir şekil oluşturulmalı ve orijinal kanal eğimi korunmalıdır [108]. Paslanmaz çelik eğeler kanal şekillendirmesi sırasında, muhtemelen paslanmaz çeliğin rijitliği nedeniyle kanal formunu değiştirirler. Bu olumsuz durumun meydana gelmesinde alet tasarımı, kanalın eğimi ve anatomik şekli de rol oynar [109]. Çeşitli çalışmalarda paslanmaz çelik el eğeleriyle kanal transportasyonunun sıkça meydana geldiği ve kanal eğiminde azalmaların olduğu bildirilmiştir [110,111].

Döner sistemlerin stress analizleri üzerine yapılan çalışmalarda apikalde transportasyonun kökün dış yüzeyine, orta ve kural kısmında ise kökün iç yüzeyine doğru meydana geldiği bildirilmiştir [112]. Apikalde kökün dış yüzeyine doğru oluşan transportasyon zip meydana getirir. Bunun sonucunda apikal stop kaybedilerek kanal dolgusunda apikal tıkaç tam olarak sağlanamaz. Orta ve kural kısmındaki transportasyon kökün iç yüzeyinde zayıflamaya neden olur [113]. Kökün furkal yüzeyindeki fazla madde kaybı strip perforasyon ya da dikey kök kırığı gibi endodontik tedavinin başarısızlığına yol açan olumsuz koşulların etyolojik etkenlerindedir [1].

Transportasyonun şiddeti kök eğiminin derecesi, keskinliği ve kullanılan döner sistemin taper açısı ile yakından ilişkilidir. Düz kanallarda meydana gelen transportasyon akut apikal eğimi olan kanallardakinde kıyasla çok daha azdır. Ayrıca yüksek taper açılı aletler hem kuralden hem de apikalden fazla madde kaldırılmasına neden olarak transportasyonun şiddetini artırır [114]. Apikal transportasyonun oluşmaması için apikalde taper açısı 0.04'ten fazla olan eğelerin kullanılmaması fikri öne sürülmüştür [115].

Gluskin ve ark apikal transportasyonla ilgili bir sınıflama önermişlerdir [2]. Bu sınıflandırmaya göre Tip I transportasyonda fizyolojik foramenin pozisyonunda minor bir değişiklik bulunmaktadır. Tip II transportasyonda foramenin fizyolojik pozisyonunda orta dereceli bir yer değiştirme söz konusudur. Burada periapikal boşlukla foramen arasında daha fazla etkileşim söz konusudur. Tip III apikal transportasyonda foramenin konumunda şiddetli bir yer değişikliği oluşmuştur. Tip I apikal transportasyon kalan dentin kalınlığının yeterli olduğu durumlarda

şekillendirmenin tekrarlanarak yeniden hazırlanan kanalın doldurulması ile kontrol altına alınabilir. Tip II transportasyonda apikalde bariyer oluşturarak kanamanın durdurulması ve apikal stopun tekrar oluşturularak kanal dolgusunun taşmamasının sağlanması ile tedavi edilebilmektedir. Tip III transportasyonda bariyer tekniğinin uygulanması mümkün olmayabilir; cerrahi olarak iyatrojenik hatanın düzeltilmesinin ardından kanal dolgusu yapılmalıdır [11].

2.9. Transportasyonun Değerlendirilme Yöntemleri

Kanal transportasyonu ve şekillendirme etkinliğini değerlendiren çalışmalarda birçok farklı yöntem kullanılmıştır [116]:

- 1- Plastik modelde şekillendirmenin değerlendirilmesi
- 2- Histolojik kesit yöntemi
- 3- SEM çalışmaları
- 4- Bremante tekniği ile kesit serileri
- 5- Şekillendirilmiş kanalların silikon ölçüsünün alınması
- 6- Radyografik değerlendirmeler

2.9.1. Plastik Modelde Şekillendirmenin Değerlendirilmesi

Endodontik çalışma blokları plastikten yapılmış, boyutu önceden ayarlanmış yapay bir kanalı olan bloklardır. Bu bloklar firmalar yeni bir şekillendirme sistemini tanıtırken hekimlerin pratik yapabilmesi amacıyla tasarlanmıştır. Çalışma blokları ISO 15.02 – 35.02 arasında değişen boyutlarda L ya da S şekilli kanallar içerecek şekilde üretilmiştir. L şekilli blokların apikal kısmında akut bir eğim bulunmaktadır. S şekilli bloklarda apikalde iki açılı bir eğim vardır [117].

Şekillendirme etkinliğinin ve transportasyon miktarının ölçüldüğü bir çok çalışmada bu bloklardan faydalanılmaktadır. Plastik blokların en önemli avantajı deney koşullarının standardizasyonunun net bir biçimde sağlanmasıdır [66]. Yapılan çalışmalarda çoğunlukla plastik blokların içlerine boyar madde enjekte edilerek şekillendirme öncesi ve sonrasının fotoğrafları alınır ve dijital görüntü yazılımları ile karşılaştırılan fotoğraflar üzerinden şekillendirme etkinliği ve transportasyon miktarı belirlenir [94]. Özellikle S-şekilli kanallar üzerinde çalışma yapılacağı zaman plastik bloklar oldukça işe yaramaktadır; bunun nedeni olarak çekilmiş dişlerden S şeklinde kanalları olan standart materyaller toplamanın çok uzun sürebileceği düşüncesi gösterilebilir [92]. Ancak plastik blok kullanımının bazı dezavantajları da mevcuttur.

Apikal transportasyon çalışmaları reçine bloklarda yapıldığında reçine artıkları nedeniyle yapay kanalların içerisinde tıkanma olabilmekte ve eğenin kanalın apikaline ulaşmasında sıkıntılar meydana gelmektedir [118]. Ayrıca dentinin mikrosertliği pulpa boşluğuna yakın kısımlarda reçine blokların mikrosertliğinin yaklaşık iki katıdır; bu nedenle dentini uzaklaştırabilmek için iki kat kuvvet uygulamak gereklidir [119].

2.9.2. Histolojik Kesit Yöntemi

Bu yöntem günümüzde çok kullanılan bir yöntem olmamakla birlikte histolojik çalışmalarda ek parametre olarak transportasyon da değerlendirilebilir. Öncelikle incelenecek dişlerin histolojik kesitleri alınır. Bunun için dişler doku takibi ile fikse edilip prafin bloklara gömülür. Ardından mikrotom cihazı ile ışık mikroskobunda incelemeye uygun kesitler alınır. Histolojik değerlendirme yöntemi ile transportasyon incelenecekse kesitler alınmadan önce mutlaka kökün bir yüzüne çentik atılarak işaretlenmelidir. Aksi halde yapılan ölçümlerde yön belirtmek mümkün olmayacaktır. Etkin bir yöntem olmasına karşın salt transportasyon ölçümü için uygulanması maliyetlidir. Buna karşılık şekillendirme etkinliğinin ölçülmesinde sıkça kullanılan bir yöntemdir. Özellikle şekillendirme sonrasında debris ya da pulpa artığının kalıp kalmadığını inceleyen çalışmalarda; mikroorganizmaların eliminasyonunu değerlendiren çalışmalarda histolojik değerlendirmeler yapılır [120]

2.9.3. SEM alışmaları

Stereo Elektron Mikroskobu alışma prensibi katı örneklerin yüzeyinde sinyaller yaratan yüksek enerjili elektronlardan oluşan odaklı ışınların kullanımına dayanan ve endodontide birçok çalışma alanında kullanılan bir aygıttır. Diş örnekleri ile SEM’de çalışılırken genellikle kökler vertikal yönde ikiye ayrılmaktadır; bu nedenle günümüzde transportasyon çalışmaları için kullanılabilir bir yöntem değildir [121].

2.9.4. Bremante Tekniği ile Kesit Serilerinin Alınması

Bremante ve ark 1987 yılında yaptıkları çalışmada kök kanallarının şekillendirilmesinin değerlendirilmesi için yeni bir yöntem önermişlerdir. Daha önceden kullanılan yöntemlerde sadece postoperatif görüntülerin incelenmesi büyük bir handikap yaratmaktadır. Önerilen bu teknikle preoperatif ve postoperatif görüntülerin kıyaslanabilmesi hedeflenmiştir [122].

Bu teknikte şekillendirilecek diş öncelikle şeffaf akrilik reçine içerisine gömülür. Reçine polimerizasyonunun ardından karbon separe ile enine oluklar açılarak rehber oluşturulur. Ardından tahta kaşığın içine yerleştirilen reçine bloğun etrafında alçı dökülür. Böylelikle şekillendirme sonrasında blokların tam olarak eski konumuna yerleştirilebilmesi sağlanır. Alçı sertleştikten sonra alçının üzerinde de rehber oluklar oluşturulur. Alçı hareketli bir mufla vazifesi görmektedir. Mufla açıldıktan sonra mikrotom cihazı ile akrilik reçinenin içerisindeki diştten kesitler alınır. Oluşturulan kesitler camın üzerine alınarak fotoğrafları çekilir. Bunu takiben rehber oluklar hizalanarak reçine blok içerisinde gömülü olan diş tekrar alçı muflanın içine yerleştirilir. Bu aşamadan sonra dişler şekillendirilip aynı metotla postoperatif fotoğraflar çekilir. Çekilen fotoğraflar 10x büyütme ile beyaz kağıda yansıtılarak profilleri çizilir. Çizilen profillerin alanları planimetre ya da pakimetre, stereoskopik ışık veya dijital görünümleme gibi başka bir direkt inspeksiyon yöntemi ile ölçülerek şekillendirme öncesinde ve sonrasındaki kök kanal boşluğunun alanı hesaplanır [122].

İlerleyen yıllarda Hülsmann ve Lopez tarafından şekillendirme etkinliğinin ölçülmesinde bu tekniğin varyasyonları önerilmiştir. Lopez ve ark 2009 yılında yaptıkları çalışmada Bremante tekniği ile radyografik tekniklerin transportasyonu değerlendirme başarısını karşılaştırmış ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır [123]. Bremante tekniği günümüzde halen transportasyon çalışmalarında kullanılabilir bir yöntem olma özelliğini korumakla birlikte uygulaması zordur ve kesit alırken madde kaybına neden olma riski bulunmakta; çok ciddi bir teknik hassasiyet gerektirmektedir [123].

2.9.5. Şekillendirilmiş Kanalların Silikon Ölçüsünün Alınması

Bu yöntemde şekillendirme öncesinde akışkan silikon ölçü malzemesiyle şekillendirmeden önce kanalların ölçüsü alınır. Ölçü alındıktan sonra kanal preparasyonu yapılır. Preparasyon işleminin tamamlanmasının ardından şekillendirilen kanal boşluğunun tekrar ölçüsü alınır. Preoperatif ve postoperatif ölçülerin fotoğrafları çekilerek şekillendirme etkinliği değerlendirilir. Ölçü maddesi sertleştikten sonra kanaldan çıkartılırken bozunmayacak bir boyutsal stabilite ve esnekliğe sahip olmalıdır; aksi halde ölçümlerde netlik elde edilemez. Sadece şekillendirme etkinliğinin alansal olarak değerlendirileceği çalışmalarda kullanılabilecek bir yöntem olmakla birlikte pratik bir uygulamaya sahip değildir. Kesitsel olarak transportasyonun incelenmesine olanak tanımayan bir metottur [124].

2.9.6. Radyografik Değerlendirmeler

2.9.6.1. Radyografinin Tarihçesi ve Diş Hekimliğinde Radyografi

Wilhelm Conrad Röntgen 1895 yılında karanlık odadaki floresan ışık hüzmelerini keşfederek radyografinin insan hayatına girmesini sağlamıştır. Günümüzde halen tıpta ve diş hekimliğinde teşhis için en önemli yardımcı araçlardan biri olan radyografinin keşfi diagnostik bilimi için de bir mihenk taşıdır [125].

İlk dental radyografi Röntgen'in buluşunu yayınlamasından iki hafta sonra Otto Walkhoff'un fotografik cam plakaları kendi ağzının içerisinde 25 dakika boyunca ışımaya maruz bırakmasıyla elde edilmiştir. Radyografi ile ilk çalışma uzunluğu X-ışınlarının keşfinden 4 yıl sonra 1899'da C. Edmund Kells tarafından belirlenmiştir. Radyografi kısa zamanda endodontinin vazgeçilmez teşhis ve tedavi yardımcılarından olmuştur [126].

Dental radyografi ile dişler, kemikler ve etrafındaki yumuşak dokular görüntülenebilir. Bundan dolayı teşhis, tedavi ve takip süreçlerinde sıkça başvurulur. Endodontide periradiküler enfeksiyonların saptanması, komşu dokuların değerlendirilmesi, hastalıkların teşhis ve sınıflandırılması, kanal tedavisi sırasında çalışma uzunluğunun belirlenmesi ve kanal dolgu kalitesinin değerlendirilmesi gibi etaplarda fikir edinebilmek için ya da tedavi postoperatif iyileşmenin değerlendirilmesi ve belgelenmesi amacıyla kullanılmaktadır [127]. Radyografik görüntüleme başlangıçta geleneksel yöntemler kullanılırken yakın geçmişte dijital sensörlerin keşfi ile dijital metotlar geliştirilmiştir.

2.9.6.2. Geleneksel ve Dijital Radyografiler

Geleneksel röntgen filmi jelatin bir matriks içerisinde gümüş hallid kristallerinden oluşur. Bu film X-ışınlarına maruz kaldığında kristaller uyarılır ve yıkanma sürecinde siyaha dönüşür. Film bazlı radyografiden dijital radyografiye geçiş için ilk adımlar 1972 yılında G.N Hounsfield tarafından bilgisayarlı tomografinin keşfedilmesiyle atılmıştır. İlk seferde hastanın sadece kafatası taranmış; bu denemede hasta 4.5 dakika ışına maruz kalmıştır. Daha sonra çoklu dedektörlerin yardımıyla bu sürenin birkaç saniyeye indirildiği bilgisayarlı tomografiler geliştirilmiştir. Bu tip dijital

görüntülemelerden 1980'lerden itibaren sinüsler ve temporomandibüler eklemlerin kapsamlı değerlendirmesi için faydalanılmaya başlanmıştır [128,129]

Diş hekimliğinde ilk dijital X-ışın sensörleri Francis Mouyen tarafından 1987'de kullanılmıştır. Radyovisiography (RVG), dijital röntgenin kullanımını baz alan modern bir tekniktir. RVG sensörlerinde Charge-Coupled Device (CCD) adı verilen çipler kullanılmaktadır [130].

Dijital görüntü ekrana grinin tonlarında aktarıldığından konvansiyonel radyografilere benzemektedir; ancak dijital görüntülerin oluşum mekanizması radyografilerinkinden apayıdır. Geleneksel radyografilerde sert dokulardan X-ışını az geçtiğinden daha açık renkli gözükür; bu tarz dokular radyopak olarak adlandırılırlar; yumuşak dokulardan ise daha rahat geçen ışın film tabakası üzerindeki gümüşhallid kristallerini uyararak koyu bir alan yaratır ve bu alan radyolusent olarak adlandırılır[129]. Diğer yandan, dijital görüntüler satır ve sütunların meydana getirdiği hücre de diyebileceğimiz tablolardan oluşur. Her bir hücre üç sayı ile karakterizedir; x-koordinatı, y-koordinatı ve gri değer. Gri değer, sensörün ışına maruz kalması sırasındaki X-ışın yoğunluk bölgesi ile ilişkilidir. Bu hücrelere resim elementi (Piksel) adı verilir [130].

Geleneksel radyografiler bir kez işlendikten sonra bir daha değiştirilemezler. Işınlama koşulları ve banyo süreci elde edilen görüntünün kalitesini etkiler; görüntünün parlaklık ve kontrastı sabittir. Dijital görüntüler ise elde edildikten sonra değiştirilebilirler[131]. Kullanıcı piksel değerlerini değiştirmek üzere matematiksel işlemler uygulayarak görüntünün bazı özelliklerini değiştirebilir. Buna “görüntü işlenmesi” adı verilmektedir. Görüntünün işlenebilmesi için çeşitli bilgisayar programları kullanılabilir [130]. Yazılım ve donanım teknolojisindeki gelişmeler çözünürlüğün artmasına ve bunun sonucunda da kontrast ve parlaklık ayarları ile görüntüde istenen değişikliklerin yapılabilmesine olanak sağlamıştır [132].

Dijital radyografilerde sensör tarafından oluşturulan sinyal analogtur. Sensör bilgisayara bağlıdır ve belirli aralıklarla sinyal iletilmektedir. Her pikselin çıkış miktarı değerlendirilerek bilgisayar tarafından 0 ile 256 arasında bir sayı verilir. 0 siyahı, 256 beyazı temsil etmekte; aralıktaki diğer sayılar giderek açılan gri tonlarını ifade etmektedir. Gri seviyelerinin sayısı kontrast çözünürlüğüyle; piksellerin büyüklüğü ise çözünürlükle yakından ilişkilidir. Bu iki faktör görüntünün tüm çözünürlüğünü belirlemektedir [133]. Direkt dijital görüntüleme sistemleri anında

gösterme, görüntü üzerinde oynama, depolama ve görüntüyü aktarmaya izin veren dinamik bir görüntü üretirler. Dijital sensörler filmde daha hassastırlar ve belirgin bir oranda daha düşük radyasyon gerektirirler [134,135].

2.9.6.3. Radyografik Görüntüleme Teknikleri

Diş hekimliğinde radyografik görüntülemeler ağız içi ve ağız dışı olarak iki ana başlıkta incelenebilir. Ağız içi görüntüleme dentoalveolar prosesle ilişkilidir, ağız dışı görüntüleme ise kraniofasial kompleksin görüntülenmesi için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan teknik ağız içi görüntüleme tekniğidir [129]. Ağız içi görüntüleme de 3 farklı başlıkta incelenebilir; periapikal radyografi, bitewing radyografi ve oklüzal radyografi. Bu üç teknikte de sadece iki boyutlu görüntüleme yapılabilir. Diğer yandan ağız dışı görüntüleme daha geniş alanları görüntüler ve üç boyutlu görüntüleme tekniklerini kullanır. Ağız dışı görüntüleme kendi içerisinde 4 alt gruba ayrılmaktadır; panoramik radyografi, sefalometrik radyografi, sialografi ve bilgisayarlı tomografi [136].

2.9.6.3.1. Periapikal Radyografi

Periapikal filmin amacı dişin kök ucunu ve onu çevreleyen kemiği görüntülemektir. Tüm krunun görüntülenmesi gerekir. Periapikal radyografiler paralel ve açıortay tekniği olarak iki farklı yöntemle elde edilebilmektedir. Her iki teknikte de elde edilen görüntüdeki distorsiyon oranını minimize etmek temel prensiptir[129].

2.9.6.3.1.1. Paralel teknik

Edmund C. Kells filmin dişlerin uzun akslarına paralel yerleştirilmesi ve merkezi X-ışını demetinin film ve dişlere dik açı ile gönderilmesi esasına dikkati çekmiştir. Böylelikle paralel teknik ile periapikal radyografi elde etmenin temel esasları ortaya konulmuştur [137]. Dişler, film ve merkezi X-ışınının bu yerleşimi geometrik distorsiyonu minimize etmektedir [138].

Paralel teknik ilk defa 1920 yılında Franklin W. McCormack tarafından diş hekimliğinde uygulanmaya başlanmıştır. Ayrıca hasta korunması ve görüntü kalitesinin artırılması amacıyla fokal spot ile obje arasındaki mesafenin 40 cm olması gerektiğine de dikkat çekmiştir[139].

Fitzgerald ve ark paralel teknikte radyografi için ilk teknik geliştirenlerdir. Paralel teknik olarak bahsedilen uygulamada filmin dişin uzun eksenine paralel olarak yerleştirilmesi söz konusudur. Aynı zamanda film ile anot arasındaki 8 inçlik uzaklık 14

inçe çıkartılmış ve film üzerindeki bulanıklığın üstesinden gelinmiştir [140]. 1951 yılında Updegrave ve ark farklı koni mesafeleri ile ilgili yaptıkları araştırmada optimum koni mesafesinin 16 inç olduğunu tespit etmiştir[141]. McCormack ışınlama parametrelerinin, hastanın ve ışın konisinin nasıl yerleştirileceğinin bir standarta oturtulması gerektiğini bildirmiştir [139]. Paralel teknikte filmi dişlerin uzun aksına paralel yerleştirebilmek için filmin sabit tutulmasını sağlayan film tutucuların kullanılması önerilmektedir.. Paralel teknikte görüntünün bozunması açığortay tekniğine göre daha az olduğu için araştırmacılar tarafından daha fazla tercih edilen bir yöntemdir [138].

2.9.6.3.1.2. Açığortay Tekniği

X-ışını, cisimlere penetre olarak cisimlerin görüntülerinin fotografik filmler üzerinde oluşmasını sağlayan enerji demetidir. X-ışınlarının keşfi sonrası pek çok bilim adamı dental radyoloji tarihinin şekillenmesine katkıda bulunmuştur. Değişen zamanla birlikte yapılan çalışmalarla farklı görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir. 1904 yılında Weston A. Price, Cieszynski'nin izometri teorisini temel alan bir X-ışını görüntüleme tekniği tasarlamış ve bu teknik daha sonraları açığortay tekniği olarak adlandırılmıştır [142].

Bu kurala göre bir kenarı ortak ve iki açısı eşit olan iki üçgen birbirine eşittir. Açığortay tekniği bu teorem temel alınarak şu şekilde tanımlanabilir: dişin uzun aksı ile film düzlemi arasında filmin dişle temas ettiği noktada bir açı meydana gelir. Merkezi ışın bu açının açığortayına dik gelecek şekilde konumlandırıldığında bir kenarı ortak ve iki açısı aynı olan iki eşit üçgen elde edilmiş olur. İzometri teoremi bu şekilde tanımlanarak uygulandığında dişin radyografik boyutu ile anatomik boyutu aynı olmaktadır [143].

Bu boyutsal eşitlik merkezi ışının dikey açısı 90 dereceden fazla ise X-ışını demeti açığortay üzerine değil film üzerine dik gelir ve oluşan görüntüdeki diş boyutu anatomik diş boyutundan küçük olur. Merkezi ışının dikey açısı 90 dereceden az olduğunda ise X-ışını demeti dişin aksı üzerine dik gelir ve görüntüdeki diş boyutu anatomik diş boyutundan büyük olur. Aynı zamanda merkezi ışının yatay açılmasının da dişlerin arayüz bölgesinden geçecek şekilde ayarlanması önemlidir. Böylelikle radyografide dişlerin temas noktaları net olarak görüntülenmiş olur [144]. Price'ın oluşturduğu bu teknik 1970'lere kadar ağız içi radyografilerde diğer tekniklerin önüne geçse de tutarlı görüntü oluşturmakta yetersiz kabul edilmektedir [145].

2.9.6.4. Transportasyon Çalışmalarında Radyografik Değerlendirmeler

Yakın zamana kadar transportasyonun değerlendirilmesinde en fazla kullanılan metot şekillendirme öncesi ve sonrası alınan standardize edilmiş radyografilerin karşılaştırılması olmuştur. Bu metotta karşılaştırılan imajlar görüntü analiz programlarıyla değerlendirilerek ölçümler yapılır [66].

Ağız içi periapikal radyografiler paralel teknikle çekilmelidir. Bu yöntem açığortay tekniği gibi tekniklerle kıyaslandığında görüntülenmek istenen objenin daha doğru bir geometrik temsilinin oluşmasını sağlar. Görüntüyü elde edebilmek için imaj reseptörü dişe paralel yerleştirilmelidir ve X ışını hem reseptör hem dişe dik olmalıdır[146]. Oral kavitedeki anatomik oluşumlar nedeniyle bu ideal görüntüye nadiren ulaşılabilir. CCD sensörler gibi rijit reseptörlerin olduğu dijital sistemlerde durum daha da zordur. Paralel teknik mükemmel bir biçimde uygulansa dahi son görüntüde en az %5'lik bir büyütme oluşması beklenmelidir. Bu imaj reseptörü ile obje arasındaki kaçınılmaz ayrılmanın sonucudur. Bütün bunların ışığında geleneksel ağız içi radyografileri ile incelenen alanın görüntüsünü doğru almak nadiren mümkün olur. Bu nedenle radyografi tekniği ile transportasyon ölçülmesinin limitasyonları vardır [147].

Yukarıda sayılan metotlara ek olarak transportasyonun değerlendirilmesi için bilgisayarlı tomografilerin kullanımı giderek artmaktadır. Bu amaçla mikro bilgisayarlı tomografilerden, spiral tomografilerden ve konik ışınli bilgisayarlı tomografilerden yararlanılmaktadır [16, 114, 119].

2.10. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografiler (CBCT)

1970'lere kadar tıp alanında röntgen filmleri kullanılmıştır. Röntgen filmlerinde üç boyutlu bir objenin iki boyutlu alana yansıtılmasından dolayı kullanımda bazı anatomik yapıların birbirleri üzerine düşüp diğer yapılarla karışıklık göstermesi gibi birtakım zorluklar ortaya çıkmıştır. Bu problem, bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesi ile aşılmıştır[148]. Bilgisayarlı tomografi fan tipi X-ışın kaynağı ve vücudun etrafında dönerek vücudun kesit görüntülerini alan sıraya dizilmiş sensörler kullanır. Bu kesitler bilgisayar yardımı ile objenin volumetrik bilgisini oluşturmakta kullanılır. BT cihazının etkili olduğu dokular ve vücut bölgeleri incelendiğinde yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla kemik dokularının incelenmesinde yumuşak dokularinkine oranla daha başarılı olduğu görülür [148]. Günümüzde bilgisayarlı tomografi her ne kadar teşhis amacıyla yaygın olarak kullanılmakta olsa da, toplam maruz kalma dozu göz önünde bulundurulmalıdır [144].

Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi tek bir dişin ya da bir diş dizisinin onu çevreleyen iskeletsel dokularla ilişkisini görüntüleyen ve incelenen alanın 3 boyutlu imajlarını oluşturabilen kısmen yeni bir görüntüleme metodudur. Dünya genelinde bu görüntüleme yönteminin endodontide kullanımı hızla artmaktadır [149].

3 boyutlu anatomiye 2 boyutlu görüntüye indirgeyen geleneksel radyografi metodlarına kıyasla konik ışıklı bilgisayarlı tomografi aracılığıyla seçilen diş veya dişlerin herhangi bir açıdan görüntülerini elde etmek mümkündür; açının çekim öncesinde belirlenmesine gerek yoktur [150].

2.10.1. CBCT Radyasyon Dozu ve Dijital Görüntü Kalitesi

CBCT taramalarının etkin dozu periapikal ve panoramik radyografilerden yüksek; çoklu kesitli bilgisayarlı tomografiden düşüktür. Spiral ve çok dedektörlü tomografi cihazları tarama süresini ve etkili radyasyon dozunu anlamlı ölçüde düşürse de CBCT kadar minimize edememektedir [151]. Etkin doz miktarı tarayıcılar arasında farklılık gösterir. X ışını demetinin doğası, diğer bir deyişle devamlı ya da atımlı olması, X ışın kaynağını ve sensörün dönme derecesi ve FOV alanının boyutu radyasyon dozunu belirler [150]. Aynı zamanda ışın demetinin filtrasyon tipi ve ışının miktarı cihazdaki potansiyel enerji ışın akımı ve voksel boyutu ayarları da belirleyici faktörlerdendir. Bunların hepsi bir arada doz parametreleri olarak adlandırılır [150]. Bu parametrelerden ışın demetinin filtrasyonu X ışınının doğası ve belli bir ölçüde FOV alanının boyutu sisteme özgüdür. Bununla birlikte X ışın kaynağının dönüş derecesi potansiyel enerji ve ışın akımı değerleri birçok sistemde değiştirilebilir [152]. Işının efektif dozu sievert (Sv) ve sıklıkla mikrosievertlerle (μSv) ifade edilir, çünkü rakamlar çok küçüktür. CBCT taramalarıyla ilişkili efektif dozlar bir çalışmada 13 μSv ile 44 μSv arasında bulunmuştur. Bununla kıyaslandığında bir periapikal radyografinin efektif dozu 1-5 μSv arasındadır. Bu doz çekilen bölgeye ve uygulanan ışın kolimasyonunun tipine bağlıdır [153].

Görüntülerde her zaman bir miktar kirlilik olur; bu da oluşan görüntünün kalitesini etkiler. Tüp akımı çok düşük olursa kirlilik miktarı artar; tüp akımı çok yüksek olursa hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarı artar [154].

Tablo 1: Değişik kaynaklardan alınan etkin dental radyasyon dozu

CBCT küçük FOV alanı	19-44 μ Sv
CBCT orta FOV alanı	28-265 μ Sv
CBCT büyük FOV alanı	68-368 μ Sv
Dijital Panoramik Radyografi	14-24 μ Sv
Periapikal Radyografi	2-9 μ Sv

2.10.2. CBCT'lerin Sınıflandırılması

CBCT sistemleri en sık FOV alanlarına ya da tarama hacimlerine göre sınıflandırılırlar. Küçük hacimli sistemlerin maksimum tarama hacmi yüksekliği 5 cm'dir. Tek arkten alınan CBCT taramalarının FOV alanı yüksekliği 5-7 cm arasındadır. Her iki çene arkında görüntülediği CBCT taramalarında FOV alanı yüksekliği 7-10 cm arasındadır. Maksillofasiyal CBCT taramalarının FOV alanı yüksekliği 10-15 cm arasında olup kraniyofasiyal CBCT'lerin FOV alanı yüksekliği 15 cm üzerindedir [155]. CBCT sistemlerini sınıflandırırken kullanılan daha az popüler metotlar tarama sırasında hastanın pozisyonunu (supin, oturarak ya da ayakta) ve sistemlerin fonksiyonelliğini baz almıştır [156].

2.10.3. Doz Azaltılması

Endodontik amaçlarla kullanıldığında, FOV alanı ilgilenilen bölgeyle sınırlandırılmalıdır. Bu hasta dozunu azaltmak için etkin bir yoldur. CBCT'lerin FOV alanları çok geniş bir skaladadır. Teorik olarak her biri endodontik amaçla kullanılabilir ancak mümkün olduğu kadar küçük FOV alanı kullanılması her zaman tavsiye edilmektedir. Küçük FOV alanından elde edilen görüntülerin çözünürlüğü daha yüksektir [150]

2.10.4. Görüntülerin Elde Edilmesi ve Rekonstrüksiyonu

CBCT donanımı tabla üzerine monte edilmiş bir X ışını kaynağı ve dedektöründen oluşmaktadır. Görüntüleme sırasında konik ışınlı X ışını huzmesi ışın kaynağından yayılır ve görüntülenmesi istenen bölgeye yönlendirilir. Görüntülenen bölgenin içinden geçtikten sonra ışın X ışını dedektöründen yansıtılır. Bu esnada ışın hem de ışın kaynağı senkronize bir biçimde $180-360^{\circ}$ hastanın başının etrafında döner. Tarama süresi 10-40 s arasındadır. Ancak, birçok CBCT sistemi atımlı X ışın demeti yayar ve bu sistemlerle hastanın ışına maruz kaldığı gerçek süre 2-5 s arasında kalır [150]. Doz verildiği süre boyunca görüntüsü elde edilmek istenen alanın yüzlerce temel görüntüsü elde edilir.

Daha sonra bu görüntüler sofistike yazılımlarla rekonstrükte edilerek silindirik veya kübik hacimli datalar üretilir. Buna görüntü alanı (FOV) denir. Her bir temel görüntü en az 216.124 pikselden oluşur. Rekonstrükte edilmiş 3 boyutlu datalar 512^3 vokselden oluşacaktır. Rekonstrükte edilmiş CBCT imajları birçok farklı şekilde görüntülenebilir. En sık kullanılan seçenek istenilen alanın 3 ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) simultane bir biçimde görüntülenmesidir. Böylelikle hekimin o bölgeyle ilgili 3 boyutlu bir izlenim edinmesi sağlanır [157].

2.10.5. CBCT'lerin Avantajları

CBCT geleneksel radyografinin kısıtlamalarının üstesinden gelir. 3 boyutlu imajların üretilmesi anatominin detaylı bir biçimde anlaşılmasını sağlar. Volumetrik veri kesitleri klinisyen tarafından seçilip ortogonal ve non-ortogonal düzlemlerde değerlendirilebilir [157]. CBCT vokselleri izotropiktir; bu da üretilen imajların geometrik olarak doğru olmasını ve herhangi bir düzlemde yapılan imaj ölçümlerinin distorsiyona maruz kalmayacağını garantisidir. Bunun aksine bilgisayarlı tomografi vokselleri izotropik olmadığından bu görüntüleme metodunun geometrik kesinliğini kısıtlamaktadır [158].

CBCT'lerin efektif hasta dozu bilgisayarlı tomografilerinkinden daha düşüktür ve diş sert dokularının ve kemiğin değerlendirilebilmesi için üstün bir görüntü kalitesi sunar [159]. CBCT'deki X ışını demeti atımlı olduğundan hasta tüm tarama zamanının sadece küçük bir kısmında radyasyona maruz kalır. Buna ek olarak X ışını demeti görüntülenmesi istenen bölgeye yoğunlaştırılabilir [158].

CBCT verilerinin rekonstrüksiyonu için gerekli yazılımlar kişisel bilgisayarlarda da çalıştırılabilir. Alınan birçok kesitten istenilen bölgeyle ilgiligerçek boyutta dinamik görüntüler elde edilip ölçümler yapılabilir. Ayrıca 3 boyutlu rekonstrüksiyon yapmak da mümkündür [156].

2.10.6. CBCT'lerin Dezavantajları

CBCT görüntüleri kimi zaman X ışın demetine bağlı radyografik artefaktlardan etkilenebilir. Eğer X ışın demeti çok yüksek yoğunluktaki mine ya da metalik restorasyonlarla karşılaşır düşük enerjili fotonlar doku tarafından absorbe edilir. Bunun sonucunda ışın demetinin ortalama enerjisi artar ve metalik yapılarda distorsiyon oluşur [155]. Görüntülenen alandaki objenin hareket etmesi de görüntüyü olumsuz etkiler. CBCT'lerin çözünürlüğü bilgisayarlı tomografilerden düşüktür [147].

2.10.7. CBCT'lerin Endodontide Kullanım Alanları

CBCT'ler endodontide birçok durumun teşhisinde kullanılabilir. Bu alanlar şöyle sınıflandırılabilir [160]:

- Periapikal periodontitisin belirlenmesinde
- Kök kanal tedavisinin sonuçlarının değerlendirilmesi
- Dikey kök kırıklarının teşhisi
- Kök kanal anatomisinin belirlenmesi
- Cerrahi öncesi çevre dokuların değerlendirilmesi
- Kök rezorpsiyonunun teşhis ve değerlendirilmesi
- Dental travmaların belirlenmesinde (alveol kırığı gibi)

2.10.7.1. Periapikal Periodontitisin Belirlenmesinde CBCT'nin Rolü

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi apikal periodontitisin belirlenmesinde geleneksel radyografilere kıyasla anlamlı ölçüde daha hassastır [148]. Lofthag-Hansen ve ark yaptıkları çalışmada üst ve alt çenedeki posterior dişlerde apikal periodontitis prevalansını periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Çalışmanın sonucunda CBCT ile %62 daha fazla periapikal lezyon saptanmıştır [152]. Bu bulgular daha farklı örneklem grupları ile çalışan başka araştırmacılar tarafından desteklenmiştir [161,162]. In vivo çalışmalarda elde edilen veriler ex-vivo insan ve hayvan modellerinde yapay olarak periapikal lezyon yaratılan araştırmalar sonucunda da doğrulanmıştır [163,164]. Patel ve ark. CBCT'nin yapay olarak oluşturulmuş lezyonları %100'lük bir kesinlik ile tespit ettiğini bildirmiştir. Buna karşılık ağız içi periapikal radyografler var olan lezyonları sadece %24.8 oranında belirleyebilmiştir [164]. Bu çalışmaların hepsi CBCT'nin periapikal patolojilerin erken safhalarda saptanabilmesi için geçerli bir diagnostik yöntem olarak kabul edilebileceğini göstermektedir.

2.10.7.2. Endodontik Tedavinin Sonuçlarının Değerlendirilmesinde CBCT'nin Rolü

Endodontik enfeksiyonların CBCT ile daha erken safhada tespit edilebilmesi cesaret verici bir keşif olmuştur. Patoloji ne kadar erken belirlenirse tedavinin sonuçlarının da o kadar iyi olması beklenir [165]. Literatürde CBCT ile tedavi sonuçlarının değerlendirilmesine ilişkin çok fazla çalışmaya rastlanmamıştır; ancak geleneksel radyograflerle yapılan değerlendirmelerdeki kadar olumlu neticeler elde

edilmediği düşünülmektedir. Paula-Silva ve ark köpeklerde yapılan kanal tedavilerinin başarısını inceledikleri çalışmada geleneksel radyografide %79 başarılı olarak değerlendirdikleri tedavileri CBCT ile sadece %35 oranında başarılı bulmuştur. Liang ve ark ise klinik çalışmalarında tedavi başarı oranını periapikal radyografi ile incelediklerinde % 87, CBCT ile incelediklerinde %74 olarak tespit etmiştir [166]. Bu bulgular tedavi başarısının CBCT ile daha detaylı ve hassas bir biçimde incelendiğine işaret etmektedir.

2.10.7.3. Dikey Kök Kırıklarının Teşhisinde CBCT'nin Rolü

Dikey kök kırıklarının teşhisi endodontide en fazla zorlanılan durumlardan birisidir. Kök kırığının varlığına ilişkin radyografik ve klinik bulgular kırığın üzerinden belli bir zaman geçmeden kendini gösteremeyebilir. Uzun süreli dikey kök kırığı varlığında bile bu patoloji hastalığa özgü olarak değerlendirilemeyecek bir fistül ile ortaya çıkabilir. Dikey kök kırığına has J şeklindeki lezyon görüntüsü radyografilerde ancak şiddetli bir kemik yıkımı olduğunda gözlemlenebilmektedir [167]. Dr. İpek Yıldız'ın 2014 yılında İstanbul Üniversitesi bünyesinde yazdığı doktora tezinde dikey kök kırıklarının teşhisinde periapikal radyografi, panoramik grafi ve CBCT'nin etkinliğini karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarında dikey kök kırığının tespitinde incelenen radyografik tetkikler arasında en başarılı olanın CBCT olduğu bildirilmiştir[168]. Bu nedenle dikey kök kırığı gibi teşhisinin koyulması zor olan patolojik bir durumdan şüphelenildiğinde CBCT tetkiki istenebilir.

2.10.7.4. Kök Kanal Anatomisinin Belirlenmesinde CBCT'nin Rolü

Geleneksel periapikal radyografiler kök kanal tedavisi görmekte olan dişlerdeki kanal sayısını net bir biçimde belirlemede yetersiz kalabilir. Aksesuar kanalların ya da ekstra kanalların tespit edilememesi tedavi sonucunu olumsuz yönde etkiler. Matherne ve ark in vitro insan modeli ileyan kanalların belirlenmesinde CBCT'nin geleneksel radyografilere kıyasla ne kadar üstün olduğunu göstermiştir. Geleneksel radyografiler incelenen 10 dişin 4'ünde en az 1 kanalın varlığını belirlemede başarısız olmuştur. Endodontik tedaviye başlamadan önce ekstra kanal ya da kök varlığına ilişkin detaylı bilgiye sahip olunması tedavinin başarısını arttıran bir faktördür [169].

2.10.7.5. Cerrahi Öncesinde Çevre Dokuların Değerlendirilmesinde CBCT'nin Rolü

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi endodontik cerrahi işlemlerinin planlanmasında çok kullanışlı bir gereçtir. Rezeksiyon operasyonu geçirecek kök ya da

köklerin ve onlara bağlı kemik yıkımının boyutu ile komşuluğundaki maksiler sinüsler, mandibuler kanal ve mental foramen gibi anatomik alanlarla olan ilişkisi operasyon öncesinde mutlaka etüt edilmelidir. Bu bilgiler, cerrahi girişimlerin daha donanımlı bir biçimde yapılabilmesi için elzemdir. Cerrahiye uygun olmayan vakaların belirlenmesi de cerrahi morbidite oranını azaltır. CBCT sayesinde cerrahi girişime uygun vakaların kök boyları ve açıları, kortikal kemik kalınlığı, kök ucunun anatomik alanlara mesafesi gibi parametreler kolaylıkla belirlenebilir [170]

2.10.7.6. Kök Rezorpsiyonlarının Teşhis ve Tedavisinde CBCT'nin Rolü

Kök rezorpsiyonunun klinik olarak teşhis edilebilmesi, sürecin radyografik olarak izlenebilmesine bağlıdır. Dış kök rezorpsiyonunun erken evrelerdeki teşhisinde geleneksel radyografilerin hassasiyeti CBCT'ye kıyasla oldukça düşüktür. Geleneksel radyografilerde gözlemlenebilecek boyutta bir rezorpsiyon oluşana kadar ilgili dişte ciddi oranda sert doku hasarı meydana gelmiş olur. Bunun yanında sadece periapikal radyografileri baz alarak kök rezorpsiyonu teşhisi yapıldığında dış kök rezorpsiyonu kanal lümeniyle süperpoze olursa iç kök rezorpsiyonunu taklit edebileceği akıldan çıkmamalıdır [171].

Literatürde rezorpsiyonun teşhisi ve değerlendirilmesinde radyografik tetkiklerin etkinliğini kıyaslayan çalışmalar kısıtlıdır. Yapılan klinik ve in vitro çalışmalardaki ortak kanı rezorpsiyon teşhisinde CBCT'nin geleneksel radyografilerden çok daha hassas sonuçlar verdiğidir [172, 173].

2.10.7.7. Dental Travmaların Belirlenmesinde CBCT'nin Rolü

Dento-alveolar travmaların belirlenmesi ve tedavisinde CBCT'nin yararlarından literatürde bahsedilmiştir. CBCT ile lüksasyon yaralanmalarında yer değiştirmenin boyutu ve doğrultusu kolaylıkla belirlenebilir [174]. Yatay kök kırıklarının belirlenmesinde de çoklu periapikal radyografilere kıyasla tomografiler çok daha hassas sonuç verir. Travma ardından kırık olup olmadığı net bir biçimde belirlenmezse dişin prognozu çok daha zayıf olur. Endodontik problemlerde kullanılan küçük hacimli CBCT tarayıcıları tek tarama ile geometrik distorsiyonu minimize ederek travma alanının net bir biçimde görülebilmesini sağlar [150].

2.10.7.8. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografilerin Diğer Kullanım Alanları

Yukarıda sayılan kullanım alanlarının haricinde CBCT görüntüleme yöntemi noninvazif bir yöntem olarak transportasyonun belirlenmesinde de tercih edilmektedir. Bunun nedeni doğru ve yeniden oluşturulabilir görüntüler sunması ve örneklerin kesitini

almadan dentin kalınlığı ve kök kanal hacmi ile ilgili net bilgi vermesidir. Ayrıca radyografi tekniği ile saptanamayacak aksiyal görüntüler bu metotla kolayca değerlendirilebilir [175].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Gereç

Araştırmada;

- 96 adet çekilmiş insan üst büyük azısı
- Serum Fizyolojik %0,9 NaCl izotonik solüsyonu (BioFarma İlaç San. Ve Tic. A.Ş, İstanbul, Türkiye)
- Distile Su (Analiz Kimya Kimyevi Mad. Laboratuvar Malz. San. Tic. Ltd. Şti., İzmir, Türkiye)
- %5,25 ve %2,5'lik sodyum hipoklorit solüsyonu (NaOCl) (White Dent Med, Beyaz
- Aeratör (Kavo Dental GmbH&Co., Biberbach, Almanya)
- Mikromotor (Kavo Dental GmbH&Co., Biberbach, Almanya)
- Angledruva (Kavo Dental GmbH&Co., Biberbach, Almanya)
- Rond Frez (Mani Inc., Tochigi, Japonya)
- 10 numara C-pilot eğe (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- 15, 20, 25, 30, 35, 40 numara K-File eğe (Mani Inc., Tochigi, Japonya)
- Reciproc R25 eğe (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- WaveOne Primary eğe (Dentsply, Maillefer, Bellaigues, İsviçre)
- OneShape eğe (MicroMega, Besançon, Fransa)
- 1, 2, 3 numara Gates-Glidden Frezleri (Dentsply, Maillefer, Bellaigues, İsviçre)
- PathFile 1, 2, 3 eğeleri (Dentsply, Maillefer, Bellaigues, İsviçre)
- VDW gold endodontik motor (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- X-Smart plus endodontik motor (Dentsply, Maillefer, Bellaigues, İsviçre)
- Steril Hayat Şırınga 5 ml (Hayat Tıbbi Aletler, İstanbul, Türkiye)
- 30 gauge perfore iğne ucu (Dentply, Maillefer, Bellaguies, İsviçre)
- Asetat Kalem (Faber Castell, Almanya)
- 0,2 mm Karbon Separe (Falcon Abrasives, Kaliforniya, ABD)
- Çiçek aranjman köpüğü (Chrysal International, Kolombiya)
- Dental Kumpas (Fine Science Tools Castroviejo, Almanya)
- 3M Filtek Ultimate A3 Akışkan kompozit (3M ESPE)
- 3M ESPE Single Bond Universal (3M ESPE)

- 3M bond fırçası (3M ESPE)
- Röntgen Cihazı (Kodak 2100 DC New York, ABD)
- Dijital Görüntüleme Sistemi (Kodak RVG 5100 New York, ABD)
- CBCT Cihazı (NewTom 5G, Ciano, İtalya)
- NNT Viewer Bilgisayar Programı (NewTom, Ciano, İtalya)
- ImageJ Bilgisayar Programı

kullanılmıştır.

3.2 Yöntem

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirilmiştir. Örneklerin dijital periapikal radyografik görüntülerinin elde edilmesi işlemi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Kliniği'nde; CBCT görüntülerinin elde edilmesi işlemi ise bir görüntüleme merkezinde (TeknoDent Görüntüleme Merkezi, Bağdat Caddesi, İstanbul) yapılmıştır. Görüntüler İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Bu çalışma İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Etik Kurulu'nun 02/06/2014 tarih ve 8 sayılı toplantısında etik yönden uygun bulunmuştur.

3.2.1 Örneklerin Seçimi

Bu çalışmada, yeni çekilmiş, çürük ya da restorasyon içermeyen, sürekli çok köklü, insan üst büyük azı dişleri kullanılmıştır. Dişler çekim işlemi takiben periodontal ligamanın ayrışması için %5,25'lik NaOCl solüsyonunda bekletilmiş, daha sonra %10'luk formol solüsyonunda oda sıcaklığında saklanmıştır.

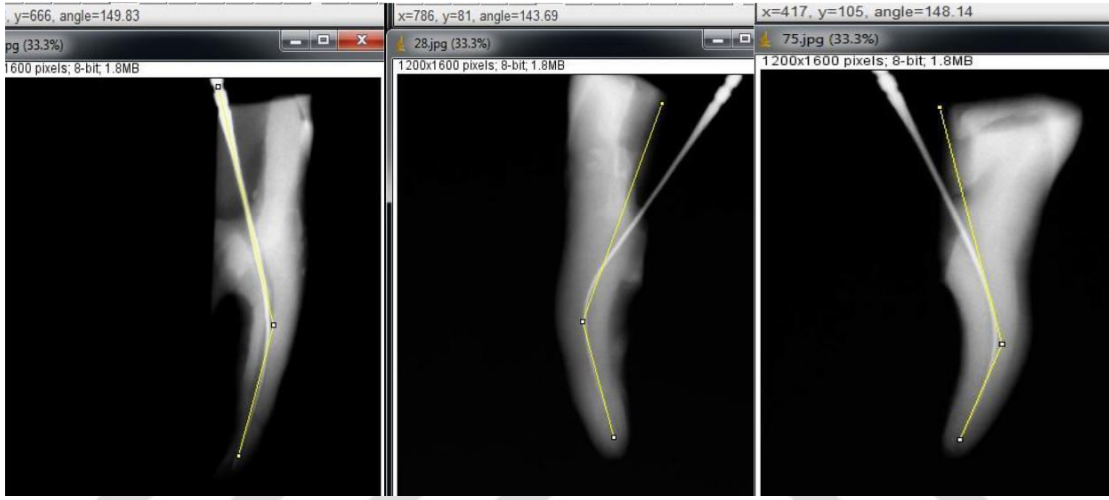
Köklerin dış yüzeyindeki organik dokular küret yardımıyla temizlendikten sonra 30X büyütmeli stereomikroskop altında kök kırığı olup olmadığı yönünden incelenmiştir. Tüm dişler mezio-distal yönden alınan radyografilerle değerlendirilerek, kalsifiye kanallı, rezorpsiyonlu ya da kök gelişimi tamamlanmamış dişler çalışma dışında bırakılmıştır.

3.2.2 Örneklerin Hazırlanması ve Gruplara Dağıtılması

Tüm dişler deneysel işlemlerde kullanılana kadar serum fizyolojik içerisinde saklanmıştır.

Dişlerin kuron kısımları su soğutması altında 4 numaralı rond ve fissür elmas frezlerin yardımıyla kesilerek uzaklaştırılmış ve kalan kök boyları kumpas ile ölçülerek 18 mm'ye sabitlenmiştir. Ardından dişlerin çalışmada kullanılacak olan meziobukkal

kökleri karbon separe yardımıyla dişlerin geri kalanından ayrılmıştır. Bu işlemden sonra 10 numaralı C-pilot eğe ile kanalların tıkalı olup olmadığı değerlendirilmiştir. Kanalları tıkalı olan dişler çalışma dışında bırakılmıştır. Daha sonra kanalları tıkalı olmayan köklerde kanal içine eğe yerleştirilerek dijital radyografler çekilmiştir. Elde edilen görüntüler ImageJ programına yüklenip kanal eğimleri ölçülmüştür. Kanal eğimleri 25^0 'den düşük olan kökler çalışma dışında bırakılmıştır. Çalışmada 126 meziobukkal kök değerlendirilmiş ve toplamda 96'sı çalışmaya dahil edilmiştir.



Şekil 1: Kanal eğimlerinin ImageJ programında ölçülmesi



Şekil 2: Çiçek aranjman köpüğüne gömülmüş ve gruplara ayrılmış dişler

Sonrasında dişlerin gömüleceği blokların ölçülerini ve şekillerini belirlemek için görüntüleme merkezinde öncül çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada görüntüleme sırasında optimum veri elde edilmesini sağlamak için dikdörtgen prizma bloklar içine tek sıra halinde 6 diş yerleştirilmesinin gerektiği tespit edilmiştir. Bu bilgilerin ışığında çiçek aranjman köpüğünden eni 5 cm, boyu 3,5 cm ve derinliği 3 cm olan bloklar hazırlanmıştır. Dişler bloklara gömülmeden önce kök ucuna yakın bir noktaya akışkan kompozitle rehber nokta hazırlanmıştır. Bu noktaların kök ucunu tıkamamasına dikkat edilmiştir. Daha sonra köklerin kolelerinin hizası asetat kalemiyle çizilerek ikincil rehber alanlar oluşturulmuştur. Bu işlemlerin ardından dişler koledeki rehber çizgiler sıfırlanacak şekilde köpük bloklara gömülmüştür.



Şekil 3: Kök ucundaki akışkan kompozit rehber nokta(Ok)



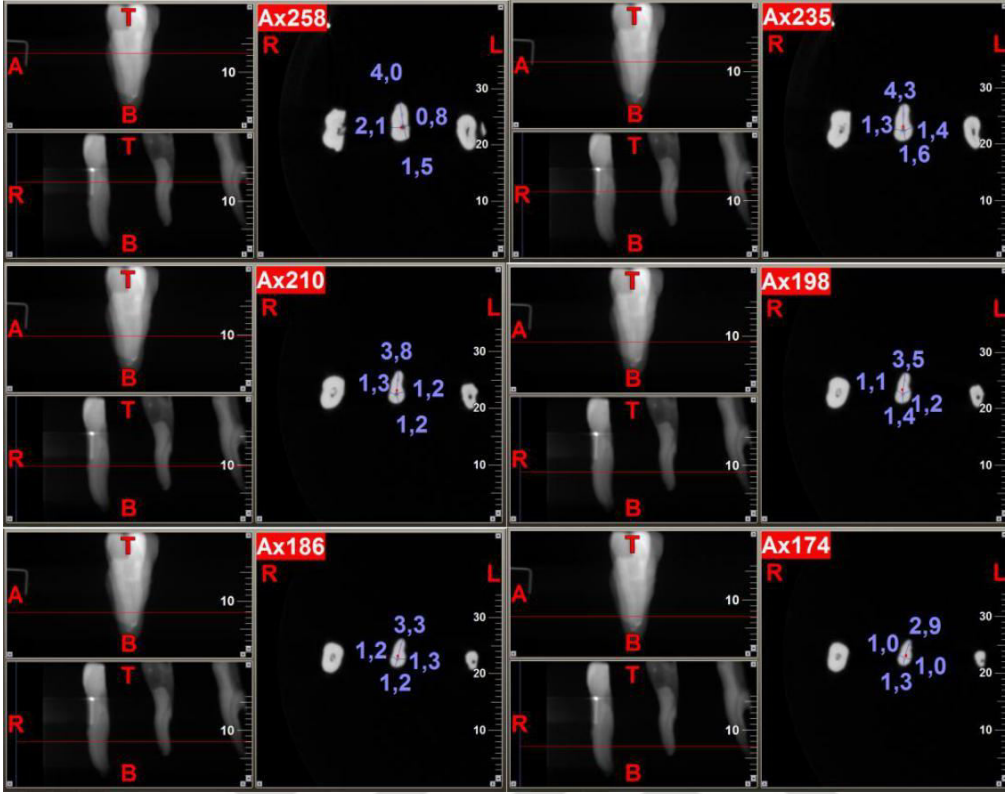
Şekil 4: Kole hizasına çizilen rehber çizgi

3.2.3 Başlangıç Görüntülerinin Alınması

Görüntüler alınmadan önce her bloğun vestibül tarafına denk gelen bir noktaya metal ataş yerleştirilmiştir. Ardından köpük bloklar sırasıyla bu tarz model görüntülemeleri için hazırlanmış sünger platforma yerleştirilmiştir. Gruplarda karışıklık olmaması için her bloğun üzerine grup numarası ile ilgili kodlar kazınmıştır. Toplamda 16 bloktan görüntü elde edilmiştir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı olarak NewTom 5G (Ciano, İtalya) kullanılmıştır. FOV alanı [8x8]HiRes olarak belirlenmiştir. Cihaz her tarama için ışınlama süresini kendi otomatik olarak belirlemektedir. Şekillendirme öncesi grupların ışınlanma süresi 7,3 sn olmuştur. Elde edilen ham görüntüler NNT yazılımında işlenerek çalışma görüntülerine dönüştürülmüştür. Görüntüler aksiyal kalınlığı 0,075 mm olacak şekilde işlenmiştir. Daha detaylı imajlar elde edebilmek amacıyla her bir bloktan elde edilen ham görüntüler iki parçaya bölünerek işlenmiştir. Çalışma görüntü gruplarının her birinde 3 diş bulunmaktadır.



Şekil 5: NewTom5G CBCT cihazı



Şekil 6: Şekillendirme öncesinde alınan tomografi görüntülerinden örnekler

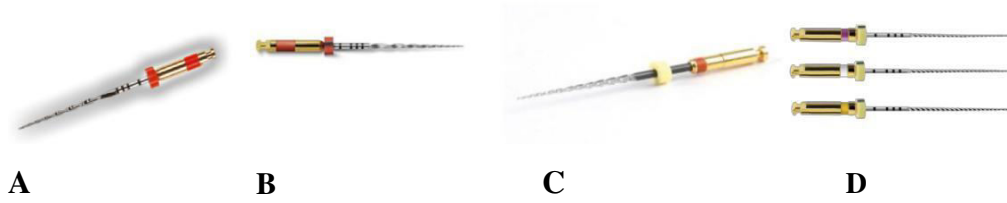
3.2.4 Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Endodontik giriş kavimleri elmas rond frezle açıldıktan sonra 10 numaralı C-pilot eğe ile çalışma uzunluğu belirlenmiştir. Çalışma uzunluğu eğenin kök ucundan görülmeye başlandığı noktanın 1 mm gerisi olarak hesaplanmıştır. Tüm dişler öncelikle PathFile ile rehber yol hazırlanacak ve rehber yol hazırlanmadan şekillendirilecek dişler olmak üzere iki ana gruba ayrılmıştır.

Rehber yol hazırlanacak dişlerde 300 rpm hız ve 60 Gcm tork değerlerinde kullanılan PathFile eğeleri VDW Reciproc Gold motoruyla çalıştırılarak ön şekillendirme yapılmıştır. Endodontik motorda bu sistem kayıtlı olmadığından hız ve tork değerleri manuel olarak girilmiştir. Bu işlemde sırasıyla mor, beyaz ve sarı bantlı PathFile eğelerinin tespit edilen çalışma boyuna ulaşması sağlanmıştır. Rehber yol oluşturma aşamasında her eğe değişiminde 2 ml % 2,5'lik NaOCl ve 2 ml distile su ile 30 gauge perfore iğne kullanılarak yıkanması sağlanmıştır.

Rehber yol oluşturulmayan köklerde apikal patensinin değerlendirilmesi ve çalışma uzunluğunun belirlenmesinin ardından herhangi bir ön şekillendirme işlemi uygulanmamıştır. Daha sonra bu 2 ana grup kullanılacak şekillendirme sistemlerine

göre 4 farklı gruba ayrılmıştır. 1. Grup Reciproc sistemi ile, 2. Grup WaveOne sistemi ile, 3. Grup OneShape sistemi ile ve 4. Grup ise K-File el eğeleriyle şekillendirilmiştir. Her bir şekillendirme grubunda 24 kök bulunmaktadır.



Şekil 7: Çalışmada kullanılan eğeler. A) Reciproc R25 B) WaveOne Primary C) OneShape D) PathFile



Şekil 8: Şekillendirme sırasında kullanılan VDW Gold Reciproc endodontik motoru

3.2.4.1 Reciproc grubu

Reciproc grubundaki dişlerin şekillendirilmesi için kırmızı bantlı R25 eğesi VDW Reciproc Gold endodontik motorunda, motorda kayıtlı olan Reciproc ayarlarıyla kullanılmıştır. Şekillendirme sırasında eğe içeri-dışarı salınım hareketleriyle her 3-4 kez çalıştırıldıktan sonra kanal duvarlarını dairesel bir biçimde fırçalayarak dışarı çıkartılmıştır. Sonrasında eğenin yivlerindeki dentin artıkları içerisine NaOCl doldurulmuş Interim-Stand (VDW, Münih, Almanya) yardımıyla temizlenmiş; şekillendirilen kanal ise 2 ml %2,5'lik NaOCl ve 2 ml distile su ile irrije edilmiştir. Bu işlemler kurondan apikale çalışma boyuna ulaşana kadar aynı sıralamayla tekrarlanmıştır. Çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra şekillendirme işlemi sonlandırılmış,

kanal sırasıyla 10 ml %17'lik EDTA, 10 ml %2,5'lik NaOCl ve 5 ml distile su ile yıkanmıştır.

3.2.4.2 WaveOne grubu

WaveOne grubundaki köklerin şekillendirilmesi için kırmızı bantlı WaveOne Primary eğesi VDW Reciproc Gold endodontik motorunda sistemde kayıtlı olan WaveOne ayarlarıyla kullanılmıştır. Şekillendirme sırasında eđe içeri-dışarı salınım hareketleriyle her 3-4 kez çalıştırıldıktan sonra kanal duvarlarını dairesel bir biçimde fırçalayarak dışarı çıkartılmıştır. Sonrasında eğenin yivlerindeki dentin artıkları içerisine NaOCl doldurulmuş Interim-Stand (VDW, Műnih, Almanya) yardımıyla temizlenmiş; şekillendirilen kanal ise 2 ml %2,5'lik NaOCl ve 2 ml distile su ile irrigе edilmiştir. Bu işlemler kurondan apikale çalışma boyuna ulaşana kadar aynı sıralamayla tekrarlanmıştır. Çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra şekillendirme işlemleri sonlandırılmış, kanal sırasıyla 10 ml %17'lik EDTA, 10 ml %2,5'lik NaOCl ve 5 ml distile su ile yıkanmıştır.

3.2.4.3 OneShape Grubu

OneShape grubundaki köklerin şekillendirilmesi için standart OneShape eğesi VDW Reciproc Gold endodontik motoruyla 400 rpm hız ve 40 Ncm değerleri girilerek kullanılmıştır. Şekillendirme esnasında eđe her seferinde 3-4 mm apikale ilerledikten sonra tüm duvarların fırçalama hareketiyle temizlenmesi sağlanarak eđe kanaldan çıkartılmıştır. Sonrasında eğenin yivlerindeki dentin artıkları içerisine NaOCl doldurulmuş Interim-Stand (VDW, Műnih, Almanya) yardımıyla temizlenmiş; şekillendirilen kanal ise 2 ml %2,5'lik NaOCl ve 2 ml distile su ile irrigе edilmiştir. Bu işlemler kurondan apikale çalışma boyuna ulaşana kadar aynı sıralamayla tekrarlanmıştır. Çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra şekillendirme işlemleri sonlandırılmış, kanal sırasıyla 10 ml %17'lik EDTA, 10 ml %2,5'lik NaOCl ve 5 ml distile su ile yıkanmıştır.

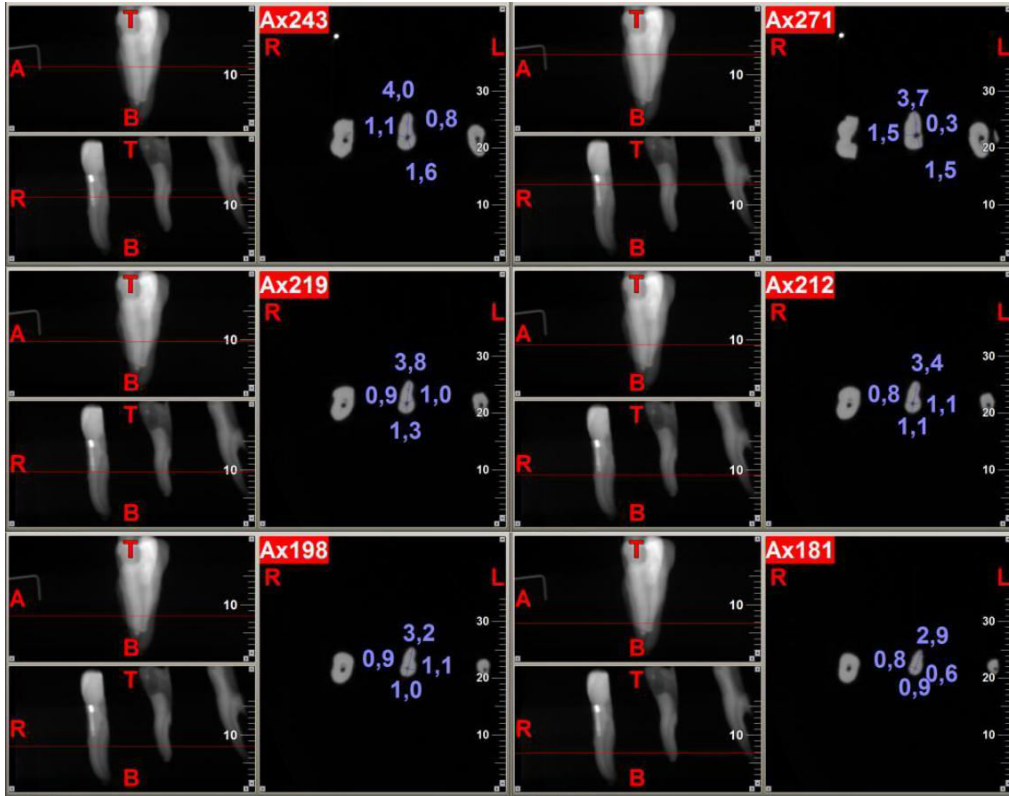
3.2.5 Şekillendirme sonrası görüntülerin alınması

Şekillendirme işlemlerinin ardından kökler çıkartıldıkları bloklara daha önceden köpük içerisinde oluşturdukları boşluk ve kole hizasına çizilmiş rehber çizgilere dikkat edilerek yerleştirilmiştir. Kökler yerleştirilirken şekillendirme öncesinde bloklardan çeşitli açılardan alınan fotoğrafların rehberliğine de başvurulmuştur.

Tomografi cihazında FOV alanı tekrar [8x8] HiRes olarak ayarlanmıştır. Şekillendirme sonrasındaki grupların da ışınlanma süresi 7,3 sn olmuştur. Elde edilen

ham görüntüler tekrar NNT yazılımında işlenerek çalışma görüntülerine dönüştürülmüştür. Görüntüler aksiyal kalınlığı 0,075 mm olacak şekilde işlenmiştir. Daha detaylı imajlar elde edebilmek amacıyla her bir bloktan elde edilen ham görüntüler iki parçaya bölünerek işlenmiştir. Ölçüm yaparken kolaylık olması amacıyla şekillendirme öncesi gruplardan alınan ham görüntülere yapılan işlemler takrarlanmıştır.

Tomografi görüntüleri alındıktan sonra her kökün içerisine ISO 25.02 boyutundaki eğeler yerleştirilip radyografi alınmıştır. Elde edilen RVG görüntüleri ImageJ programına aktarılıp kanal eğimleri tekrar hesaplanmıştır.



Şekil 9: Şekillendirme sonrasında alınan tomografi görüntülerinden örnekler

3.2.6 Ölçümlerin Yapılması

3.2.6.1 Başlangıç görüntülerinde ölçümlerin yapılması

Elde ettiğimiz çalışma görüntüleri sadece aksiyal kesitlerden olduğundan, ilk olarak kök ucunda akışkan kompozitle oluşturulan rehber noktaların hangi aksiyel kesitte olduğu tespit edilip o noktaya bir marker yerleştirilmiştir. Daha sonra kökün ölçüm yapacağımız noktalarının hangi aksiyel kesitlere denk geldiğini hesaplamak için NNT viewer programında kanal boşluğunun tam ortasından bölen ve yerleştirilen marker'ı da gösteren kesitler oluşturulmuştur. Bunun için programdaki "new free cut"

sekmesi kullanılmıştır. Daha sonra bu kesitler üzerinde marker'ın 1, 2, 3, 4, 6 ve 10 mm gerisi programın ölçüm eklentisinin yardımıyla belirlenmiş; her bir noktaya da aynı şekilde marker yerleştirilmiştir. Marker'ın bulunduğu aksiyal kesitlerin görüntüleri alınıp JPEG formatında kaydedilmiştir; bunun nedeni çalışma görüntülerinin üzerinde detaylı analiz yapmaya izin vermeyen DICOM formatında olmasıdır. JPEG formatında kaydedilmiş görüntüler üzerindeki ölçümler ImageJ programı ile yapılarak kaydedilmiştir. Her bir kökte kanal iç duvarı ile kök dış yüzeyi arasındaki en kısa mesafe kökün mezial, distal, bukkal ve palatinal için ölçülmüştür. Ölçümler Microsoft Excel programına aktarılmıştır. Bukkal ve palatinal arasındaki ayırım bukkal yüze yerleştirilen işaret sayesinde yapılmış, meziobukkal kökler değerlendirildiğinden kök eğiminin iç yüzü distal yüzey olarak belirlenmiştir. Bu ölçümlerin sonunda her bir kök için 6 farklı kesitten elde edilmiş 4'er ölçüm bulunmaktadır.

3.2.6.2 Şekillendirme sonrası alınan görüntülerde ölçümlerin yapılması

Apikal transportasyonun meziodistal yöndeki ölçümünde Bergmans ve ark.larının uyguladıkları formül kullanılmıştır [176]. Bu formüle göre apikal transportasyon (M1-M2)-(D1-D2) olarak hesaplanmaktadır.

M1: Şekillendirme öncesinde kanal duvarından kökün mezial yüzeyine olan en kısa mesafe.

M2: Şekillendirmeden sonra kanal duvarından kökün mezial yüzeyine olan en kısa mesafe.

D1: Şekillendirme öncesinde kanal duvarından kökün distal yüzeyine olan en kısa mesafe

D2: Şekillendirme sonrasında kanal duvarından kökün distal yüzeyine olan en kısa mesafe

Apikal transportasyonun bukkopalatinal yöndeki ölçümünde yukarıdaki förmül (B1-B2)-(P1-P2) şeklinde yeniden düzenlenmiştir.

B1: Şekillendirme öncesinde kanal duvarından kökün bukkal yüzeyine olan en kısa mesafe.

B2: Şekillendirmeden sonra kanal duvarından kökün bukkal yüzeyine olan en kısa mesafe.

P1: Şekillendirme öncesinde kanal duvarından kökün palatinal yüzeyine olan en kısa mesafe

P2: Şekillendirme sonrasında kanal duvarından kökün palatinal yüzeyine olan en kısa mesafe

Tüm gruplardaki apikal transportasyon değerleri yukarıdaki formüllerle Microsoft Excel programı vasıtasıyla hesaplanmıştır. Sonucun 0 çıkması transportasyon oluşmadığına işaret eder; bunun dışındaki tüm sonuçlar transportasyon olmadığını gösterir.

Merkezeleme oranının ölçümünde Gambill ve ark.larının formülü kullanılmıştır[111]. Bu oran meziodistal yönde $(M1-M2)/(D1-D2)$ formülüyle ifade edilmektedir. Bukkopalatinal yöndeki merkezeleme oranı için formül $(B1-B2)/(P1-P2)$ şeklinde transpoze edilmiştir. Merkezeleme oranının 1 çıkması kanalın tamamen merkezinde kaldığını ifade etmektedir. Bunun haricindeki tüm değerler kanalın merkezlenmediğine işaret etmektedir. Oranların hesaplanabilmesi için Microsoft Excel programının yardımından faydalanılmıştır.

Kanal eğiminin ne kadar düzleştirildiğini tespit etmek için başlangıçtaki kanal eğiminden şekillendirme sonrasındaki kanal eğimi çıkartılmıştır.

Elimizdeki tüm veriler yukarıdaki formüllerle değerlendirildikten sonra istatistiksel analizi yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Transportasyon

4.1.1 Kök ucunun 10 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğruştuda Reciproc grubunda $0,118\pm 0,049$, WaveOne grubunda $0,158\pm 0,027$, OneShape grubunda $0,182\pm 0,049$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,190\pm 0,039$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğruştuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri Reciproc gurubunda $0,131\pm 0,051$, WaveOne grubunda $0,198\pm 0,069$, OneShape grubunda $0,207\pm 0,038$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,224\pm 0,020$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 2: Kök ucunun 10 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,033	P=0,001	P=0,001	P=0,065	P=0,041	P=0,218
B-P	P=0,133	P=0,064	P=0,053	P=0,056	P=0,064	P=0,221

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğruştuda $0,115\pm 0,049$, bukkopalatinal doğruştuda $0,129\pm 0,058$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc gurubunda meziodistal doğruştuda $0,121\pm 0,057$, bukkopalatinal doğruştuda $0,133\pm 0,043$ 'tür. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğruştuda ölçülen transportasyon değeri $0,157\pm 0,031$, bukkopalatinal doğruştuda $0,187\pm 0,077$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğruştuda $0,163\pm 0,023$, bukkopalatinal doğruştuda $0,211\pm 0,065$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğruştuda $0,181\pm 0,055$, bukkopalatinal doğruştuda $0,212\pm 0,048$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğruştuda $0,182\pm 0,043$, bukkopalatinal doğruştuda $0,213\pm 0,083$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 3: Kök ucunun 10 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,178	P=0,671	P=0,977
B-P	P=0,977	P=0,590	P=0,887

4.1.2 Kök ucunun 6 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,122\pm 0,049$, WaveOne grubunda $0,132\pm 0,042$, OneShape grubunda $0,148\pm 0,048$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,167\pm 0,032$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğrultuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri Reciproc grubunda $0,148\pm 0,058$, WaveOne grubunda $0,172\pm 0,049$, OneShape grubunda $0,178\pm 0,028$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,192\pm 0,028$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 4: Kök ucunun 6 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,843	P=0,143	P=0,319	P=0,089	P=0,139	P=0,418
B-P	P=0,291	P=0,114	P=0,123	P=0,423	P=0,213	P=0,612

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda $0,118\pm 0,039$, bukkopalatinal doğrultuda $0,139\pm 0,058$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc grubunda meziodistal doğrultuda $0,124\pm 0,078$, bukkopalatinal doğrultuda $0,157\pm 0,037$ 'tür. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda ölçülen transportasyon değeri $0,126\pm 0,062$, bukkopalatinal doğrultuda $0,169\pm 0,034$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğrultuda $0,138\pm 0,032$, bukkopalatinal doğrultuda $0,175\pm 0,081$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğrultuda $0,146\pm 0,055$, bukkopalatinal doğrultuda $0,173\pm 0,048$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğrultuda $0,150\pm 0,043$, bukkopalatinal doğrultuda $0,184\pm 0,083$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 5: Kök ucunun 6 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,667	P=0,887	P=0,908
B-P	P=0,713	P=0,630	P=0,932

4.1.3 Kök ucunun 4 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,077\pm 0,030$, WaveOne grubunda $0,098\pm 0,039$, OneShape grubunda $0,131\pm 0,031$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,135\pm 0,031$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğrultuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri Reciproc grubunda $0,118\pm 0,023$, WaveOne grubunda $0,135\pm 0,060$, OneShape grubunda $0,168\pm 0,025$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,158\pm 0,028$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 6: Kök ucunun 4 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,514	P=0,010	P=0,003	P=0,045	P=0,060	P=0,923
B-P	P=0,107	P=0,021	P=0,024	P=0,109	P=0,232	P=0,732

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda $0,071\pm 0,029$, bukkopalatinal doğrultuda $0,112\pm 0,043$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc grubunda meziodistal doğrultuda $0,083\pm 0,043$, bukkopalatinal doğrultuda $0,124\pm 0,036$ 'tür. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda ölçülen transportasyon değeri $0,094\pm 0,054$, bukkopalatinal doğrultuda $0,132\pm 0,045$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğrultuda $0,103\pm 0,037$, bukkopalatinal doğrultuda $0,139\pm 0,021$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğrultuda $0,124\pm 0,035$, bukkopalatinal doğrultuda $0,159\pm 0,044$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğrultuda $0,138\pm 0,053$, bukkopalatinal doğrultuda $0,176\pm 0,083$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır

Tablo 7: Kök ucunun 4 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,443	P=0,378	P=0,843
B-P	P=0,63	P=0,632	P=0,877

4.1.4 Kök ucunun 3 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğrultuda WaveOne grubunda $0,084\pm0,035$, Reciproc grubunda $0,090\pm0,038$, OneShape grubunda $0,116\pm0,056$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,109\pm0,019$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğrultuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri WaveOne grubunda $0,087\pm0,031$, Reciproc grubunda $0,103\pm0,058$, OneShape grubunda $0,127\pm0,038$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,122\pm0,018$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 8: Kök ucunun 3 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,83	P=0,090	P=0,070	P=0,010	P=0,089	P=0,713
B-P	P=0,178	P=0,028	P=0,062	P=0,039	P=0,064	P=0,245

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda $0,078\pm0,021$, bukkopalatinal doğrultuda $0,84\pm0,024$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc grubunda meziodistal doğrultuda $0,090\pm0,023$, bukkopalatinal doğrultuda $0,091\pm0,027$ 'dir. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda ölçülen transportasyon değeri $0,084\pm0,024$, bukkopalatinal doğrultuda $0,109\pm0,045$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğrultuda $0,097\pm0,031$, bukkopalatinal doğrultuda $0,117\pm0,028$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğrultuda $0,111\pm0,025$, bukkopalatinal doğrultuda $0,124\pm0,042$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğrultuda $0,122\pm0,034$, bukkopalatinal doğrultuda $0,131\pm0,017$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 9: Kök ucunun 3 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,713	P=0,671	P=0,590
B-P	P=0,242	P=0,551	P=0,842

4.1.5 Kök ucunun 2 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,075\pm 0,032$, WaveOne grubunda $0,069\pm 0,026$, OneShape grubunda $0,084\pm 0,023$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,089\pm 0,019$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğrultuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri Reciproc grubunda $0,087\pm 0,031$, WaveOne grubunda $0,083\pm 0,058$, OneShape grubunda $0,097\pm 0,038$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,090\pm 0,018$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 10: Kök ucunun 2 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,398	P=0,199	P=0,291	P=0,118	P=0,234	P=0,316
B-P	P=0,514	P=0,332	P=0,398	P=0,347	P=0,358	P=0,116

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda $0,071\pm 0,025$, bukkopalatinal doğrultuda $0,081\pm 0,024$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc grubunda meziodistal doğrultuda $0,079\pm 0,028$, bukkopalatinal doğrultuda $0,085\pm 0,022$ 'dir. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda ölçülen transportasyon değeri $0,066\pm 0,023$, bukkopalatinal doğrultuda $0,084\pm 0,025$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğrultuda $0,073\pm 0,021$, bukkopalatinal doğrultuda $0,091\pm 0,018$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğrultuda $0,080\pm 0,025$, bukkopalatinal doğrultuda $0,091\pm 0,012$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğrultuda $0,088\pm 0,034$, bukkopalatinal doğrultuda $0,102\pm 0,015$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 11: Kök ucunun 2 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,442	P=0,644	P=0,551
B-P	P=0,310	P=0,862	P=0,671

4.1.6. Kök ucunun 1 mm gerisindeki transportasyon bulguları:

Transportasyon değeri meziodistal doğrultuda WaveOne grubunda $0,065\pm 0,021$, Reciproc grubunda $0,074\pm 0,018$, OneShape grubunda $0,096\pm 0,026$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,099\pm 0,019$ olarak bulunmuştur. Bukko-lingual doğrultuda yapılan hesaplamalar sonucunda transportasyon değerleri WaveOne grubunda $0,079\pm 0,017$, Reciproc grubunda $0,088\pm 0,023$, OneShape grubunda $0,102\pm 0,016$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,099\pm 0,018$ olarak bulunmuştur. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 12: Kök ucunun 1 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin meydana getirdiği transportasyonun istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,819	P=0,326	P=0,234	P=0,178	P=0,062	P=0,590
B-L	P=0,755	P=0,443	P=0,219	P=0,160	P=0,103	P=0,887

Rehber yol alt gruplarında ölçülen transportasyon değerleri Reciproc+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda $0,061\pm 0,017$, bukkopalatinal doğrultuda $0,076\pm 0,023$; rehber yol hazırlanmadan şekillendirilen Reciproc gurubunda meziodistal doğrultuda $0,068\pm 0,022$, bukkopalatinal doğrultuda $0,082\pm 0,026$ 'dir. WaveOne+PathFile grubunda meziodistal doğrultuda ölçülen transportasyon değeri $0,070\pm 0,021$, bukkopalatinal doğrultuda $0,082\pm 0,027$; PathFile kullanılmayan WaveOne grubunda meziodistal doğrultuda $0,078\pm 0,023$, bukkopalatinal doğrultuda $0,092\pm 0,016$ 'tir. OneShape+PathFile grubunda transportasyon değeri meziodistal doğrultuda $0,092\pm 0,020$, bukkopalatinal doğrultuda $0,098\pm 0,014$; PathFile kullanılmayan OneShape grubunda meziodistal doğrultuda $0,099\pm 0,024$, bukkopalatinal doğrultuda $0,106\pm 0,018$ 'tür. İstatistiksel analiz Mann-Whitney U testiyle yapılmıştır.

Tablo 13: Kök ucunun 1 mm gerisinde rehber yol oluşturulmasının transportasyona etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

TRANSPORTASYON	RP+PF/RP	WO+PF/WO	OS+PF/OS
M-D	P=0,442	P=0,644	P=0,551
B-P	P=0,310	P=0,862	P=0,671

4.2 Merkezleme Bulguları

4.2.1 Kök ucunun 10 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,716 \pm 0,081$, WaveOne grubunda $0,682 \pm 0,062$, OneShape grubunda $0,659 \pm 0,056$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,667 \pm 0,053$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,702 \pm 0,074$, WaveOne grubunda $0,684 \pm 0,056$, OneShape grubunda $0,646 \pm 0,054$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,641 \pm 0,072$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 14: Kök ucunun 10 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,184	P=0,045	P=0,040	P=0,187	P=0,118	P=0,650
B-P	P=0,209	P=0,127	P=0,105	P=0,189	P=0,133	P=0,694

4.2.2 Kök ucunun 6 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,671 \pm 0,063$, WaveOne grubunda $0,662 \pm 0,057$, OneShape grubunda $0,632 \pm 0,039$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,627 \pm 0,043$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,677 \pm 0,064$, WaveOne grubunda $0,665 \pm 0,071$, OneShape grubunda $0,626 \pm 0,044$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,611 \pm 0,052$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 15: Kök ucunun 6 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,390	P=0,276	P=0,197	P=0,313	P=0,260	P=0,487
B-P	P=0,202	P=0,175	P=0,172	P=0,253	P=0,279	P=0,214

4.2.3 Kök ucunun 4 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,663\pm 0,058$, WaveOne grubunda $0,647\pm 0,049$, OneShape grubunda $0,628\pm 0,037$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,621\pm 0,047$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,659\pm 0,054$, WaveOne grubunda $0,650\pm 0,062$, OneShape grubunda $0,629\pm 0,064$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,632\pm 0,046$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 16: Kök ucunun 4 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,499	P=0,040	P=0,045	P=0,324	P=0,226	P=0,451
B-P	P=0,304	P=0,074	P=0,080	P=0,299	P=0,107	P=0,354

4.2.4 Kök ucunun 3 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,706\pm 0,046$, WaveOne grubunda $0,721\pm 0,038$, OneShape grubunda $0,677\pm 0,034$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,681\pm 0,042$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,695\pm 0,036$, WaveOne grubunda $0,708\pm 0,038$, OneShape grubunda $0,655\pm 0,039$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,668\pm 0,036$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 17: Kök ucunun 3 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,286	P=0,174	P=0,063	P=0,023	P=0,011	P=0,081
B-P	P=0,398	P=0,088	P=0,077	P=0,058	P=0,068	P=0,074

4.2.5 Kök ucunun 2 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,706\pm 0,046$, WaveOne grubunda $0,712\pm 0,036$, OneShape grubunda $0,685\pm 0,045$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,691\pm 0,042$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,688\pm 0,062$, WaveOne grubunda $0,703\pm 0,043$, OneShape grubunda $0,669\pm 0,052$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,676\pm 0,046$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 18: Kök ucunun 2 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,630	P=0,363	P=0,677	P=0,183	P=0,240	P=0,854
B-P	P=0,590	P=0,347	P=0,551	P=0,182	P=0,309	P=0,426

4.2.6 Kök ucunun 1 mm gerisindeki merkezleme bulguları

Bu mesafede merkezleme oranı meziodistal doğrultuda Reciproc grubunda $0,717\pm 0,037$, WaveOne grubunda $0,728\pm 0,042$, OneShape grubunda $0,692\pm 0,043$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,703\pm 0,032$; bukkopalatinal doğrultuda Reciproc grubunda $0,708\pm 0,053$, WaveOne grubunda $0,723\pm 0,047$, OneShape grubunda $0,696\pm 0,041$ ve manuel şekillendirme grubunda $0,699\pm 0,056$ olarak ölçülmüştür.

Tablo 19: Kök ucunun 1 mm gerisinde şekillendirme sistemlerinin merkezleme kabiliyetine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

MERKEZLEME	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
M-D	P=0,700	P=0,394	P=0,452	P=0,285	P=0,681	P=0,751
B-P	P=0,466	P=0,486	P=0,492	P=0,432	P=0,623	P=0,754

4.3 Kök eğiminin düzleşmesi

Kök eğiminin düzleşmesi Reciproc grubunda $2,24\pm 0,32$, WaveOne grubunda $2,31\pm 0,27$, OneShape grubunda $2,52\pm 0,19$ ve manuel şekillendirme grubunda $2,55\pm 0,28$ derece olarak ölçülmüştür.

Tablo 20: Şekillendirme sistemlerinin kök eğiminde meydana gelen düzleşmeye etkisinin istatistiksel analiz sonuçları

	RP/WO	RP/OS	RP/manuel	WO/OS	WO/manuel	OS/manuel
DÜZLEŞME	P=0,932	P=0,447	P=0,351	P=0,304	P=0,282	P=0,713

5. TARTIŞMA

Bu çalışma tek eğe şekillendirme sistemlerinin eğimli kök kanallarında oluşturduğu transportasyonu incelemek ve şekillendirme öncesinde rehber yol oluşturulmasının transportasyonun azaltılmasına katkı sağlayıp sağlamadığını tespit etmek amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Transportasyon klinik koşullarında tedavi kalitesini azaltan ve süreç içerisinde daha fazla probleme yol açabilen bir olgudur. Özellikle eğimli kanallarda oluşturulan transportasyon neticesinde strip perforasyon, zip ve dikey kök kırığı gibi tedavi prognozunu olumsuzla çeviren işlemsel kazalar meydana gelebilmektedir [11]. Bu olumsuzluklardan dikey kök kırığının oluşup teşhis edilmesi zaman almakta; ayrıca deneysel yöntemler haricinde kabul edilmiş bir tedavisi bulunmadığından dişin çekimi gerekmektedir [177]. Zip ve strip perforasyon oluşumu ise MTA veya biyoseramikler gibi tamir materyalleri ile tedavi edilebilmesine rağmen dişin ağızda kalım süresini ve prognozunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir [178]. Bu nedenle transportasyon klinik açıdan hafife alınmaması gereken bir sorundur.

Transportasyon çalışmaları genellikle çekilmiş dişler ve akrilik bloklarda yapılmaktadır. Ancak akrilik blokların kök dentininin sertliğinde ve nemliliğinde olmaması çekilmiş dişlerle yapılan çalışmaların gerçeğe daha uygun sonuçlar elde edilebileceğini göstermektedir [118,119]. Çalışmamızda klinik koşulları daha gerçeğe yakın bir biçimde simule edebilmek için çekilmiş diş kullanılması kararlaştırılmıştır.

Şekillendirme sırasında kanal seyrinin değişmesi ile kök eğimi arasında bir ilişki bulunmaktadır. Transportasyon eğimli kanalların şekillendirilmesinde düz kanallarinkine kıyasla daha fazla gözlemlenen bir durumdur [179]. Bu nedenle çalışmamızda Schneider yöntemine göre ileri derecede eğimli olarak sınıflandırılmış kökler kullanılmıştır. Kök eğimi 25° 'nin üzerinde olan dişler ileri derecede eğimli dişler sınıfına girerler. Yapılan araştırmalar değerlendirildiğinde kök eğimleri 20-45 derece arasında olan dişlerin şekillendirildiği görülmektedir [112,180]. Bununla birlikte çalışmalarda kullanılan köklerin eğimleri çoğunlukla 25-35 derece arasındadır [82, 86, 98]. Bizim çalışmamızda her gruptaki dişlerin kök eğimleri ortalaması 31.77 ile 33.02 arasında değişmektedir. Dişler, gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık olmaması için ortalamalar yakın olacak şekilde dağıtılmıştır.

Kök eğiminin en fazla olduğu dişler, alt ve üst büyük azılardır. Transportasyon çalışmalarında da genellikle alt büyük azıların mezial [180,181,182], ve üst büyük azıların meziobukkal kökleri [98,183,184] kullanılmaktadır. Bu çalışmalarda önemli olan şiddetli kök eğimine sahip dişler kullanılmaktadır. Ayrıca her diş grubunda elde edilen sonuçların o diş grubunda anlam ifade ettiği düşünülmektedir.

Bu çalışmada 96 adet yeni çekilmiş üst büyük azı dişinin meziobukkal kökü kullanılmıştır. Yapılan transportasyon çalışmalarına bakıldığında; kimi çalışmalarda dişin tamamı kullanılırken[66], kimi araştırmacılar ise sadece şekillendirilecek kökü separe ile dişten ayırarak kullanmışlardır [95]. Biz de uygulayacağımız görüntüleme yönteminde kafa karışıklığı oluşmaması ve tarama işlemlerini daha çabuk yapabilmek adına şekillendireceğimiz kökleri separe ile ayırma yöntemini uyguladık. Kökler separe ile ayrıldıktan sonra kök boyu 18 mm olacak şekilde sabitlenmiştir. Böylece kök eğimlerinin ölçülmesinde de daha standardize bir sonuç elde edilmiştir.

Klinik koşullarda üst büyük azıların %55,7'sinde 2. meziobukkal kanal bulunmaktadır [185]. Bu kanalın şekillendirirken gözden kaçırılması dişin prognozunu olumsuz yönden etkiler [186]. Ancak bizim çalışmamızın amacı kanal şekillendirirken meydana gelen transportasyonun derecesi, kanalın ne kadar merkezlenebildiği ve kök eğiminde ne kadar düzleşme olduğu gibi faktörlerin belirlenmesidir. Bu nedenle de 2. meziobukkal kanallar ihmal edilerek sadece ana meziobukkal kanal şekillendirilmiştir.

Günümüzde yapılan çalışmalarda çeşitli transportasyon ölçüm metotları kullanıldığı görülmektedir [116]. Radyografi ve yüksek çözünürlüklü fotoğraf makinelerinin kullanıldığı iki boyutlu yöntemler kısıtlı veri sağlamaktadır. Bu tarz çalışmalarda şekillendirme öncesi ve sonrası alınan radyografiler AutoCad ya da Matlab gibi programlarla karşılaştırılarak oluşan fark analiz edilmektedir [98,187]. Bir başka metot ise önceden boyar madde enjekte edilip şekillendirme öncesi ve sonrasında alınan fotoğrafların karşılaştırılmasıdır [66, 94]. İki boyutlu yöntemler çoğunlukla çalışma blokları ile yapılan araştırmalarda tercih edilmektedir [92, 187]. En önemli handikapları şekillendirmenin bukkopalatinal boyutu ile ilgili yeterli veri elde edilememesidir.

Yakın zamanda geliştirilen 3 boyutlu görüntüleme metotları şekillendirmenin her boyutu ile ilgili tekrarlanabilir sonuçlar alınmasına olanak tanır [158]. Bu metotların arasında mikro-CT ve CBCT sayılabilir. Mikro-CT kesit aralığının daha küçük olması ve yüksek çözünürlüklü görüntü vermesi nedeniyle çalışmalarda birinci seçenek olarak görülmektedir[188]; ancak ülkemizde çok fazla erişimi olmadığından maliyetli bir

görüntüleme aracıdır. Bu nedenle volumetrik analizlerde, kanal dolgusunun kalitesi ya da retreatment sonrasında kalan pat ve dolgu yüzdesinin ölçülmesi gibi detaylı hesaplamalar gerektiren çalışmalar için kullanımı daha uygun görünmektedir[188]. CBCT ile tek seferde en az 6 örnekten transportasyon hesaplamaları yapılacak kalitede görüntü alınabilmektedir. Mikro-CT ise tek seferde bir dişi tarayabilir[188]. Bu sayılan nedenlerle çalışmamızda CBCT kullanılmıştır.

CBCT taramalarında kökün etrafında kemik yoğunluğunda bir materyal olmazsa görüntü istenilen netlikte elde edilememektedir. İpek Yıldız, 2014 yılında İstanbul Üniversitesi'nde yaptığı doktora tezinde CBCT görüntüsü alırken dişlerin etrafına çiçek aranjman köpüğü ile dolgu yapıldığında bu materyalin kemik görüntüsünü taklit ettiğini bildirmiştir[168]. Bu nedenle araştırmamızda kullanılan kökler hazırlanan köpük blokların içine gömülmüştür.

CBCT ile yapılan transportasyon çalışmalarında önemli noktalardan bir tanesi analiz parametreleridir. Burada kastedilen çalışmada alınan görüntülerin kesit kalınlığı ve FOV alanıdır. Literatürde bu konuda çeşitli bilgiler bulunmaktadır. Mauro-Netto ve ark iCAT cihazı ile aldıkları görüntülerde FOV alanını 16x4cm, kesit kalınlığını ise 0,125 mm olarak belirlemiştir[189]. Capar ve ark yaptıkları çalışmada NewTom 5G cihazını kullanmış; FOV alanı 8x8 ve kesit kalınlığı 0,100 mm olarak belirlenmiştir[190]. Biz araştırmamıza başlamadan önce yaptığımız öncül çalışmada çeşitli datalar girerek, optimum parametreleri elde etmeyi hedefledik. Yapılan öncül çalışmanın neticesinde FOV alanı 8x8 HiRes ve kesit kalınlığı 0,075 mm olarak belirlenmiştir.

Araştırmanın bir diğer kilit noktası şekillendirme öncesinde ve sonrasında alınan görüntülerde aynı kesitten ölçüm yapılmasıdır. Literatürde rehber hazırlanması için detaylı bilgi verilmediğinden bu yöntemleri kendimiz tasarladık. Bu amaçla kole hizasından bütün kökler çıkmayan kalem ile işaretlenmiş ve tam kök ucuna akışkan kompozitle rehber nokta hazırlanmıştır. Aynı zamanda her tarama öncesinde köpük blokların vestibül tarafına zımba teli yerleştirilerek dişin bukkal ve lingual yüzeylerinin ayırt edilmesi sağlanmıştır. Mezial ve distal ise kök eğiminin doğrultusuna göre belirlenmiştir.

Teknoloji ve metalurjinin gelişmesine paralel olarak şekillendirme sistemleri gelişmektedir. Önceleri genel eğilim kanalların şekillendirilmesinde ege sistemlerinin kullanılması yönüyle bir ege sisteminin işini tek başına yapabilen tek ege

sistemleri piyasaya çıkmıştır[86]. Tek eĝe sistemleri klinisyene şekillendirme işleminde ciddi anlamda zaman kazandırmakta [86]; aynı zamanda eĝe değişimi sırasında meydana gelebilecek çapraz enfeksiyon riskini de ortadan kaldırmaktadır[65]. Diğer bir yandan bu sistemlerle çalışırken bazı endişeler de oluşmaktadır. Farklı taper açılı olan ve kökün bir kısmını şekillendirme görevi olan birkaç eğenin toplam iş yükü büyük taper açısına sahip tek bir eĝe ile karşılandığında kök eğimi fazla kanallarda oluşan transportasyonun kritik olup olmadığının aydınlatılması gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamıza güncel tek eĝe sistemleri olan Recipro, WaveOne ve OneShape dahil edilmiştir.

Döner ve resiprokal sistemlerle şekillendirme yapmadan önce kanal anatomisinin korunması amacıyla manuel şekillendirme yapılması döner sistemlerin piyasaya sürülmesinden beri tavsiye edilen bir uygulamadır[94] Özellikle akut eğimli ya da S-kanal gibi farklı morfolojilere sahip kanallarda rehber yol hazırlanması önerilmektedir. Endodontide döner sistemlerin yaygınlaşması ile beraber rehber yol hazırlanması için özel sistemler de raflarda yerini almıştır. Ajuz ve ark 2013 yılında yaptıkları çalışmada NiTi rehber yol hazırlama aletlerinin manuel K-file eğelere oranla daha az transportasyon oluşturduğunu bildirmiştir [94]. S-şekilli bloklarda yapılan bir araştırmada rehber yol sistemlerinin şekillendirme sistemlerinin çalışma süresinin azalmasına katkı sağladığı tespit edilmiştir [191]. Çalışmamız anatomik zorluk teşkil eden ileri derecede eğimli köklerde yapıldığından rehber yol oluşturulmasının transportasyonun azaltılmasına katkısının incelenmesine karar verilmiştir. Bu nedenle her şekillendirme sistemi grubundaki köklerin yarısında PathFile sistemi ile rehber yol hazırlanmıştır. Geri kalan köklerde ise sadece apikale erişilebilirlik #10 C-pilot eĝe ile tespit edildikten sonra rehber yol hazırlanmamıştır.

Literatürdeki transportasyon çalışmaları incelendiğinde ölçüm yapılan bölgeler birbirinden farklılık göstermektedir. Nabivazadeh ve ark sadece apikal transportasyonu dikkate alarak ölçümlerini apikalin 1, 2, 3, 4 ve 5 mm'sinde yapmışır [98]. Bazı çalışmalarda ise apikal, orta ve kuronal üçte birlik kısımlardan 1'er kesit seçilerek buradaki transportasyon miktarı değerlendirilmiştir [112, 190]. Eğimi fazla olan köklerde apikalde transportasyon oluşması ve kanal eğiminin düzleşmesi riski daha fazladır [179]. Bu nedenle çalışmalardaki yaklaşımlar birleştirilerek apikal üçte birlik kısımda her milimetrede ölçüm yapılmış; orta ve kuronal üçte birlik kısımdan ise sadece

1'er kesitte ölçüm yapılmıştır. Kökün orta kısmında apikale 6 mm uzaklıktaki kesit seçilirken; kural kısmında ise apikale 10 mm uzaklıktaki kesit değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın istatistiksel verilerini değerlendirdiğimizde, kök ucunun 10 mm gerisindeki kural üçte birlik kısımdan alından kesitlerde en az transportasyon yapan sistemin Reciproc olduğu görülmüştür. Merkezleme açısından da en başarılı sonuçlar Reciproc ile şekillendirilen köklerden elde edilmiştir. Reciproc ile kullandığımız diğer sistemler arasındaki fark bu kesitlerde anlamlıdır. WaveOne, OneShape sistemleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Literatürdeki transportasyon çalışmaları incelendiğinde, Saber ve ark ile Dinghra ve ark bizim sonuçlarımıza benzer sonuçlar elde ettiği görülmektedir [88, 187]. Diğer benzer çalışmalarda kural kısmında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir [180, 190, 191]. Ancak bu çalışmalarda da genel olarak resiprokal sistemlerin rotasyonel sistemlerden daha az transportasyona neden olduğu bildirilmektedir.

Hem WaveOne hem Reciproc resiprokal sistemler olup eğelerin ilk 3mm'sindeki taper açısının aletin shaft kısmına giderken azaltıldığını görmekteyiz. Bu kavrama azaltılmış taper açısı adı verilmektedir [190, 192]. Azaltılmış taper açısı dişin kural kısmından daha az madde kaldırılmasını sağlamaktadır. Resiprocal sisteminde taper açısı 0.08'den 0.045'e düşerken, WaveOne sisteminde 0.08'den 0.06'ya düşer. Bu oranlardaki farklılık bizim görüşümüze göre Reciproc'un kuralda en az transportasyonu oluşturmasındaki en önemli nedendir. Literatürdeki çalışmaların büyük bir kısmı apikaldeki transportasyonu incelemeyi hedeflemektedir[88, 98, 181]. Ancak unutulmalıdır ki, kuraldaki transportasyon furkasyon alanına yakın bölgede kök dentininde zayıflamaya ve dolayısıyla strip perforasyon ya da çatlak oluşumu gibi geri döndürülemez hasarlara yol açabilmektedir[1, 113]. Bu nedenle gelecekte yapılan transportasyon çalışmalarında kökün kural segmentinin de daha detaylı değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Günümüzde şekillendirmenin derecesiyle ilgili tartışmalar devam ederken, minimal invazif endodonti diye bir kavram ortaya atılmıştır. Minimal invazif endodonti diş dokusuna minimum hasarı vererek kök kanal tedavisi yapılması olarak özetlenebilir [193]. Bu kavramın şekillendirme basamağında ise kök dentininden uzaklaştırılan madde miktarı önem kazanmaktadır. Sürekli artan taper açısına sahip sistemler en fazla maddeyi dişin kuralından kaldırırlar [194]. Bizim çalışmamızda kullandığımız OneShape sistemi bunlara bir örnektir. Regresif taper dediğimiz eğenin açısının belli bir

mesafe sonrasında azalması ise kuraldan daha az madde kaldırılmasını sağlayarak minimal invazif bir tedaviye olanak tanır. Kanal seyrini daha az değiştiren sistemler gereksiz dentin uzaklaştırılmasını da önleyerek bu konsept için uygun sistemler haline gelirler [193, 195].

Apeksin 6 mm gerisindeki kökün orta 1/3'lük segmentinden elde edilen sonuçlarda merkezleme ve transportasyon açısından hiçbir grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır. WaveOne ve Reciproc sistemleri bu kesitlerde birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Literatür incelendiğinde elde edilen bulguların diğer araştırmaların sonuçlarıyla kısmen paralellik gösterdiği görülmektedir. Dişin orta 1/3'ündeki transportasyonun da değerlendirildiği çalışmalarda çoğunlukla anlamlı fark bulunmamıştır. Genel olarak resiprokal sistemlerin rotasyonel sistemlerden daha az transportasyona yol açtığı bildirilmiştir [112, 180, 190]. Bizim çalışmamızda WaveOne ile OneShape grubu arasında meydana gelen fark istatistiksel olarak sınır bir anlamlılık ifade etmektedir. Kökün orta segmentindeki bu minimal farklılık çalışma prensiplerindeki ve devir sayısındaki farklılık ile açıklanabilir [112]. OneShape sistemi yüksek devirde çalışan bir sistem olup resiprokal sistemlere göre daha agresif bir sistem olduğu düşünülmektedir. Resiprokal sistemler çalışma prensibi nedeniyle kanal duvarlarının tamamından madde kaldırmaya elverişlidir; rotasyonel sistemlerde ise tek taraftan daha fazla madde kaldırma olasılığı daha yüksektir [196]. Sonuçlardaki farklılık bu olgularla açıklanabilir.

Kök ucunun 4 mm gerisindeki kesitlerden elde ettiğimiz sonuçları karşılaştırdığımızda hem bukkopalatal hem de meziodistal doğrultuda Reciproc ile WaveOne arasında anlamlı farklılık görülmemektedir. Merkezleme ölçümlerinde de birbirine yakın sonuçlar elde edilmiştir. Meziodistal doğrultudaki transportasyon değerlendirildiğinde hem WaveOne hem de Reciproc grubunun OneShape ve manuel şekillendirme gruplarından daha az transportasyon oluşturduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar Saber ve ark çalışmasına uygunluk göstermektedir [88]. Literatürdeki transportasyon çalışmalarının çoğunda resiprokal sistemler rotasyonel sistemlerden başarılı bulunurken, bu çalışmaların önemli bir kısmında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir [81, 112, 180, 181, 187, 190]. Fakat bu çalışmalarda genellikle alt birinci büyük azılar kullanılmıştır. Bizim araştırmamızda ise üst 1. büyük azıların meziobukkal köklerinde meydana gelen transportasyon değerlendirilmiştir.

Literatürdeki diğer çalışmalarla aramızda görülen bu farklılığın seçtiğimiz diş grubuyla da ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Diğer transportasyon çalışmalarından farklı olarak bu çalışmada bukkopalatinal doğrultudaki transportasyon değerleri de karşılaştırılmıştır. Literatürde benzer bir metodoloji uygulayan az sayıda çalışma mevcuttur [197, 198]. Geçmişte alınan radyografilerin çakıştırmasıyla ölçülen transportasyon, bilgisayarlı tomografi sistemlerinin diş kesitlerinde tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına olanak tanınması sayesinde 3 boyutta değerlendirilebilir hale gelmiştir [156, 158]. Biz de ölçümlerimizi bir tomografi sistemi sayesinde gerçekleştirdiğimizden transportasyon olgusuna 3 boyutlu bir yaklaşım uygulamayı uygun gördük. Çalışmamızda kök ucunun 6 ve 10 mm gerisindeki kesitlerde bukkopalatinal doğrultuda sistemler arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir, ancak apeksin 4 mm gerisinde Reciproc OneShape'ten daha az transportasyona neden olmuştur. Bu durumu kök hacminin apikale doğru azalması ile ilişkilendirebiliriz [2]. Kök hacminin azalması ve apikale doğru kök eğiminden kaynaklı olarak kanal seyrinin daha az etkin bir biçimde takip edilmesi bukkopalatinal doğrultuda anlamlı bir farklılık oluşmasında rol alan etkenler olarak görülebilir[108]. Bu metodolojinin uygulandığı az sayıda çalışma olduğundan sağlıklı bir fikir yürütme için tomografik transportasyon çalışmalarına mutlaka bukkopalatinal doğrultuda ölçümlerin eklenmesi gerektiği kanısındayız.

Kök eğimi fazla olan dişlerde şekillendirme yapılırken apikal bölgeye ayrı bir hassasiyetle yaklaşmak gereklidir. Bu bölgede hem kök çapı giderek daralmakta hem de eğimin derecesine bağlı olarak eğe sistemleri çalışırken en fazla bu bölgede zorlanmaktadır [108]. Eğe zorlandığında ya tek taraftan madde kaldırır, ya kanal seyrini değiştirerek zip oluşturur ya da kırılır. Her üç durumda da dişin prognozu olumsuz şekilde etkilenir [5]. Resiprokal harekette kanal duvarlarına daha eşit temas söz konusudur. Bunun yanı sıra çalışmamızda kullandığımız OneShape diğer sistemlere kıyasla devir ve tork değerleri açısından daha agresif bir sistemdir [196]. Çalışmamızda kullandığımız resiprokal sistemlerin rotasyonel sistemlerden bu farklılıklar nedeniyle daha az transportasyona neden olduğunu düşünmekteyiz.

Kök ucunun 3 mm gerisinden elde ettiğimiz sonuçlarda meziodistal doğrultuda sadece WaveOne ile OneShape grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Bukkopalatinal doğrultuda ise hem WaveOne hem de Reciproc grubu OneShape grubundan istatistiksel

olarak daha başarılı sonuç vermiştir. Kontrol grubuyla diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Transportasyon çalışmalarında elde edilen sonuçlarla kıyaslandığında çalışmamızın Dhingra ve ark ile Tambe ve ark çalışmalarıyla paralellik gösterdiği görülmektedir [187, 199]. İstatistiksel olarak anlamlılık göstermeyen çalışmaların çoğunda resiprokal sistemlerin rotasyonel sistemlerden daha iyi sonuç verdiği gözlemlenmektedir [180, 181, 190]. Apikal bölgede transportasyon eğenin metallurjik özellikleriyle de ilişkili olabilir. Hem Reciproproc hem WaveOne M-wire denilen telden yapılmıştır; buna karşılık OneShape sisteminde sadece ısı işlem görmüş NiTi kullanılmıştır [86, 191]. M-wire haline getirilen NiTi daha esnektir. Bu esneklik onun daha fazla eğimli kanalların seyrini daha kolay takip edebilmesini dolayısıyla transportasyonun daha az meydana gelmesini sağlayan faktörler arasında sayılabilir [44, 46]. Bukkopalatinal doğrultuda karşılaştıracak yeterli sayıda çalışma olmamasına karşın gözlemlenen farkın kök morfolojisi ile ilişkili olabileceğini düşünüyoruz [2]. Çapar ve ark gibi bazı çalışmalarla zıt sonuçlar elde ettiğimiz görülmektedir [190]. Biz bir çok transportasyon çalışmasından farklı olarak üst büyük azıları şekillendirdik. Bizim bakış açımıza göre her diş grubunda elde edilen transportasyon sonuçlarını o diş grubuna göre değerlendirmek daha doğrudur. Dolayısıyla bu çalışmalarla aramızdaki farkı, farklı odak gruplarıyla çalışmamızdan ileri geldiğini düşünmekteyiz.

Kök ucunun 2 ve 1 mm gerisindeki ölçümlerde gruplar arasında transportasyon ve merkezleme açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak transportasyonun sayısal değeri incelendiğinde WaveOne<Reciproproc<Manuel<OneShape şekillendirme verilerine ulaşabiliriz. Her ne kadar istatistiksel olarak anlamlılık görülme de resiprokal sistemlerin rotasyonel sistemler ve manuel şekillendirmeye göre başarılı bulunması literatürdeki diğer çalışmalarla uygunluk göstermektedir [112, 180, 181]. Resiprokal sistemlerde kullanılan NiTi alaşımın esnekliği, resiprokal sistemlerin debris tahliyesine izin vererek debris sıkışmasına bağlı işlemsel kazaların oluşma sıklığını azaltması, çalışma prensibinin kanal duvarlarının eşit ve etkin temizlenmesine olanak sağlaması apikal kısımda da rotasyonel tek ege sistemi olan OneShape'e kıyasla transportasyonun daha az oluşması için olumlu özelliklerdir [58, 196].

Çalışmamızdaki grupların yarısında şekillendirme öncesinde PathFile sistemi ile rehber yol oluşturulmuştur. Ancak, hiçbir kesitte ve hiçbir doğrultuda rehber yol kullanılan gruplarla kullanılmayan gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu çalışma koşullarında rehber yol hazırlanmasının transportasyona herhangi bir katkısı

olmadığı düşünülmektedir. Rehber yol hazırlanmadan sadece ISO10# kanal eğeleriyle apikale ulaşılabilirliğin değerlendirilmesinin şekillendirme öncesinde yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Rehber yol hazırlamanın transportasyona etkisi ile ilgili yapılan çalışmalarda genel olarak rehber yolun daha kolay çalışmasını sağlamasına rağmen anlamlı katkısının olmadığı bildirilmiştir [91,94,95]. Sadece Berutti ve ark 2009 yılındaki çalışmasında PathFile kullanımının transportasyon derecesini azalttığını öne sürmüştür [92]. Ancak bu çalışma ile bizim çalışmamız arasında belirgin metodolojik farklılıklar bulunmaktadır. Berutti çalışmasında S-şekilli reçine bloklar kullanmıştır. Reçine bloklar dentinden daha kuru olduğundan ve anatomik olarak farklı yapıda olduğundan bizim çalışmamızdan farklı sonuçlar elde edildiğini düşünmekteyiz [118, 119]. Her ne kadar rehber yol hazırlama sistemleri tek açılı kanallarda etkin bulunmasa da S-şekilli kanalların preparasyonunda kullanılması uygulayıcının sonraki basamaklarda daha kolay çalışmasını sağlayabilir.

Her ne kadar kesitler incelendiğinde belli mesafelerde anlamlı sonuçlar elde edilmiş olsa da, kök eğiminin düzleşmesi incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel anlamlılık bulunmamıştır ve hiçbir sistemle kök yüzeyinden kritik oranda madde kaldırılmadığı görülmektedir. Bu nedenle çalışmada kullanılan hiç bir sistem için olumsuz görüş bildirmek doğru olmaz. Bizim karşılaştırdığımız gruplar arasında nispeten başarısız bulduğumuz OneShape sisteminin başka sistemlere göre başarılı olduğu çalışmalar da literatürde bulunmaktadır [190, 200, 201]. Şurası gerçektir ki şekillendirme sistemleri gün geçtikçe iyiye evrilmektedir. Üretici firmaların eğelerin metallurjik ve klinik özelliklerini aldıkları geri bildirimlerle iyileştirmektedirler. Bu nedenle kullandığımız eğelerle kritik miktarda madde kaldırmadan şekillendirme tamamlanabilmiştir. Gelecekte üretilen sistemlerle transportasyon ve buna bağlı komplikasyonların azaltılarak optimum şekillendirme koşullarının sağlanacağını düşünmekteyiz.

Şekillendirme çalışmalarında unutulmaması gereken faktörlerden biri de standardize bir çalışma da yürütülse uygulayıcının prosedüre istemeden etki edebileceği gerçeğidir [202, 203]. Günümüzde firmalar ürettikleri ürünlerin kullanımına dair kapsamlı tanımlamalar yapmaktadır; uygulayıcılar da bu direktiflere uymaktadır. Çalışmamızda işlemsel farklılık olmaması için tüm şekillendirme işlemleri tek elden gerçekleştirilmiştir.

Transportasyon şekillendirmenin başarısını değerlendirmek için kullanılan ölçütlerden yalnızca biridir. Eğelerin apikale debris itimi ve dentinde mikroçatlak oluşturma gibi şekillendirme başarısıyla ilişkili başka ölçütler de bulunmaktadır [14 ,97]. Şekillendirme için hekim tarafından seçilen sistemin bu ölçütlerin birinde en iyisi olması yerine bütün ölçütlerde makul seviyede sonuçlar veren sistem olması şekillendirmenin kalitesini daha fazla arttırabilir.



KAYNAKLAR

- 1- Torabinejad M, Walton RE. *Endodontics Principles and Practice*. 4th Ed Missouri. Saunders, an imprint of Elsevier Inc.;2009.
- 2- Ingle JI. *Endodontics*. 5th Ed. Londra. BC Decker.;2002.
- 3- Cohen S, Schwartz S. Endodontic Complications and the law, *J Endod* 1987, **13**(4):191,.
- 4- Walton RE. Current concepts of canal preparation. *Dent Clin North Am*.1992, **36**(2):309-312
- 5- Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *J Endod*. 2004, **30**(8);559-567.
- 6- Ounsi HF. Evolution of Nickel-Titanium Alloys in Endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 2017, **18**(11);1090-1096.
- 7- Ahn SY. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod*. 2016, **42**(7);1009-17.
- 8- Dagna A. Nickel-Titanium Single File System in Endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 2015, **16**(10);834-9.
- 9- Pawar AM. Effect of Glide Path Preparation on Apical Extrusion of Debris in Root Canals Instrumented with Three Single-File Systems: An Ex-Vivo Comparative Study. *J Conserv Dent*. 2017, **20**(2);110-4.
- 10- Kfir A, Goldberger T, Koren T, Pawar AM, Abramovitz I. Can size 20,04 taper rotary files reproducibly create a glide path for the self-adjusting file? An *ex vivo* study in MB canals of mandibular molars. *Int Endod J*. 2016, **49**;301–6.
- 11- Hüllsmann M, Schaefer E. Problems in Endodontics: Etiology, Diagnosis and Treatment. Berlin. Quintessenz Verlags-GmbH; 2007.
- 12- Vertucci FJ. Root Canal Morphology and its Relationship to Endodontic Procedures. *Endodontic Topics*. 2005, **10**;3-29.
- 13- Goldberg F, Massone EJ. Patency File and Apical Transportation: an in-vitro Study. *J Endod*. 2002, **28**;510-11.
- 14- Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan G. Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Different NiTi Rotary Instruments and the Self Adjusting File. *J Endod*.2012, **38**(2);232-5.

- 15- Shivashankar MB, Niranjana NT, Jayasheel A, GM Kenchanagoudra. Computed Tomography Evaluation of Canal Transportation and Volumetric Changes in Root Canal Dentin of Curved Canals Using MTwo, ProTaper and ProTaper Next Rotary System-An In-Vitro Study. *J Clin Diagn Res.*2016, **10**(11);ZC10-ZC14.
- 16- Michetti J, Basarab A, Deimer F, Kouame D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and μ CT endodontic images. *J Phys Med Biol.* 2017, ePub Oct 2017.
- 17- Peters OA, Kappeler S, Bucher W, Barbokow F. Engine-Driven Preparation Of Curved Canals: Measuring Cyclic Fatigue and other Physical Parameters. *Aust Endod J.*2002, **28**(1);11-7.
- 18- Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In Vitro Bacterial Penetration of Coronally Unsealed Teeth. *J Endod.*1990, **16**(12):566-9.
- 19- Ray HA, Trope M. Periapical Status of Endodontically Treated Teeth in relation to the Technical Quality of the Root Filling and Coronal Restoration. *Int Endod J.* 1995;**28**(1):12-8.
- 20- Torabinejad M, Kutsenko D, Machnick TK et al. Levels of Evidence for the Outcome of Nonsurgical Endodontic Treatment. *J Endod.*2005,**31**;637-40.
- 21- Orstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The Periapical Index: a Scoring System for Radiographic Assessment of Apical Periodontitis.*Endod dent Traumatol*,1986,**2**;20-4.
- 22- Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, PathFile-ProTaper system and stainless steel hand K-Files using computed tomography. *J Endod.* 2010,**36**;904-7.
- 23- Alaçam T. Endodonti. Adana,Nobel Kitabevi,2000.
- 24- Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;**18**:269-96.
- 25- Violich DR, Chandler NP. The Smear Layer in Endodontics - a Review.*Int Endod J.* 2010 Jan;**43**(1):2-15
- 26- American Dental Association Council on Dental Materials: New American Dental Association Specification No.28 for endodontic files and reamers. *J Am Dent Assoc.*1976, **28**:367-74.

- 27- American Dental Association Council on Dental Materials Instruments and Equipments: Revised ADA specification No.28 for endodontic files and reamers. *J Am Dent Assoc.* 1982,**8**;246-53.
- 28- American Dental Association Council on Dental Materials Instruments and Equipments: Revised ADA/ANSI specification No.28 for root canal files and reamers, type K and no.58 for root canal files type H(Hedström). *J Am Dent Assoc.* 1989,**118**;239-45.
- 29- Mueller HJ. Corrosion Determination Techniques applied to endodontic instruments-irrigation solutions systems. *J Endod.* 1982,**8**;246-50.
- 30- Ingle JI, Taintor JF. Endodontics. Londra. 1985
- 31- Küçükay S, Küçükay I, Yılmaz B. Kök kanalı şekillendirme yöntemleri. İstanbul. 2004
- 32- Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The Effect of Preparation Procedures on Original Canal Space and on Apical Foramen Shape. *J Endod.* 1975, **1**(8);255-8.
- 33- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG J. The “Balanced-Force” Concept for Instrumentation of Curved Canals. *J Endod.* 1985, **11**(5);203-6.
- 34- Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod.* 1982 Dec;**8**(12):550-4.
- 35- Fava LR. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J Endod.* 1983 Feb;**9**(2):76-80.
- 36- Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod.* 1984;**10**(10):491-8.
- 37- Pitt Ford TR, Rhodes JS, Pitt Ford HE. Endodontics: Problem-Solving Practice in Endodontics. Londra. Martin Dunitz Ltd. 2002
- 38- Buehler WJ, Cross WB. 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire J.* 1969, **2**,. 41-49.
- 39- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. an initial investigation of the bending of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;**14**: 346-51.
- 40- Baumann MA. Nickel-Titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004,**48**;55-67
- 41- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000, **33**(4):297-310.

- 42- Hülsmann M, Bluhm V. Efficacy, cleaning ability and safety of different rotary NiTi instruments in root canal retreatment. *Int Endod J.* 2004;**37**(7);468-76.
- 43- Pereira ESJ, Gomes RO, Leroy AMF, Singh R, Peters OA, Bahjia MAG, Buono VTL. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *J Dent Materials.* 2013, **29**(12);318-24
- 44- Ye J, Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *J Endod.*2012, **38**;105-7.
- 45- Montalvao D, Alçada FS, Fernandes FMB, Vilaverde-Correira S. Structural Characterisation and Mechanical FE Analysis of Conventional and M-Wire Ni-Ti Alloys Used in Endodontic Rotary Instruments. *Scie World J.*2013, **20**; 320-8.
- 46- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Phil D, Kovarik L. metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;**35**:1589-93.
- 47- Nair AS, Tilakchand M, Naik BD. The effect of multiple autoclave cycles on the surface of rotary nickel-titanium endodontic files: An *in vitro* atomic force microscopy investigation. *J Conserve Dent.*2015, **18**(3): 218–222.
- 48- Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.*2010, **43**;125-34.
- 49- Liu X, Chu PK, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering.* 2004;**47**(3):49–121
- 50- Montalvao D, Shengwen Q, Freitas M. A study on the influence of Ni-Ti M-Wire in the flexural fatigue life of endodontic rotary files by using Finite Element analysis. *Materials Science and Engineering.* 2014, **40**:172-9.
- 51- Allison DA, Weber CR, Walton RE. The influence of the method of canal preparation on the quality of apical and coronal obturation. *J Endod.*1979, **5**; 298-304.
- 52- Wildey WL, Senia ES: A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1989;**67**(2):198-204.

- 53- Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int End J.* 2004 ;**37**(12):849-59.
- 54- Scelza, M.F.Z., Antoniazzi, J.H., Scelza, P. Efficacy of final irrigation—A scanning electron microscopic evaluation. *J Endod.* 2000;**26**:355–358.
- 55- Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int End J.* 1995,**10**,123-8.
- 56- Himel VT, McSpadden JT, Goodis HE. Instruments materials and devices. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Pathways of the pulp.* Saint Louis: Mosby; 2006. p. 279–80.
- 57- Bergenholtz G, Horsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of Endodontology.* 2nd Edition. Wiley-Blackwell Inc,2010.
- 58- Kleier DJ, Averbach R. Comparison of clinical outcomes using a nickel titanium rotary or stainless steel hand file instrumentation technique. *Compend Contin Educ Dent.* 2006 Feb;**27**(2):87-91.
- 59- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *J Endod.* 1998 Jul;**31**(4):268-74.
- 60- Bergmans L, Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: Rationale, performance and safety. *Am J of Dent.* 2001,**14**;324-33.
- 61- Martin B, Zelada G, Varela P. Factors influencing the fracture of nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2003;**36**:203-6.
- 62- Gambarini G. Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use with Low-and High-Torque Endodontic Motors. *J Endod.* 2001,**27**;772-4.
- 63- Peters OA. Effect of Cyclic Fatigue on Static Fracture Loads in ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2005,**31**;183-6.
- 64- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int End J.* 2007, **32**;1-6.
- 65- Sonntag D. Effect of Prion Decontamination Protocols on Nickel-Titanium Rotary Surfaces. *J Endod.* 2007, **33**;442-6.
- 66- Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod.* 2012, **38**(4):505-9.

- 67- Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An *in vitro* comparative study. *J Cons Dent.* 2014;**17**;250-4.
- 68- Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod.*2001;**27**, 124–7.
- 69- Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod.*1998, **24**, 180–3.
- 70- Bane K, Faye B, Sarr M, Niang SO, Ndiaye D, Machtou P. Root Canal Shaping by Single-File Systems and Rotary Instruments: a Laboratory Study. *Iran Endod J.*2015, **10**(2): 135–139.
- 71- Yared G. A 3-year outcome of endodontic treatments done with the RECIPROC® single file canal preparation system. 2012, Published by VDW.
- 72- Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Sacaguti Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of RECIPROC R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod.*2012, **38**(5): 684-687.
- 73- Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: RECIPROC and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int End J.*2012;**45**:449-461.
- 74- Martinho FC, Gomes APM, Fernandes AMM, Ferreira NS, Endo MS, Freitas LF, Camoes ICG. Clinical Comparison of the Effectiveness of Single-file Reciprocating Systems and Rotary Systems for Removal of Endotoxins and Cultivable Bacteria from Primarily Infected Root Canals. *J Endod.*2014;**40**:625–629)
- 75- Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of RECIPROC and WaveOne reciprocating instruments. *Int End J.*2012;**45**(7): 614-618.
- 76- Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundquist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int Endod J.* 1997 Sep;**30**(5):297-306.
- 77- . West JD. Endodontic predictability—“Restore or remove: how do I choose?” In: Cohen M, ed. *Interdisciplinary Treatment Planning: Principles, Design, Implementation.* Quintessence Publishing Co., 2008:123–64

- 78- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 Nitinol on the cyclic fatigue life of Profile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008; 34(11): 1406–9.
- 79- Webber J, Machtou P, Kuttler S, West J, Ruddle C. Erişim 01.12.2017 01.2011 <http://www.endoexperience.com/documents/waveone.pdf>
- 80- Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsion and Bending Properties of OneShape and WaveOne Instruments. *J Endod.* 2015;**41**:544–547.
- 81- Bürklein S, Schafer E. Apically extruded debris with reciprocating single file and full sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.*2012, ;**38**:650-2.
- 82- Letters S et al. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Brit Dent J.*2005; **199**: 522–5.
- 83- Schneider K, Korkmaz Y, Addicks K, Lang H et al. Prion Protein (PrP) in human teeth: an unprecedented pointer to PrP's function. *J Endod* 2007; 33(2): 110–3
- 84- De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elia CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.*2010,**34**:202-6
- 85- Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.*2010, ;**36**(1):157-9
- 86- Bürklein S, Benten S, Schafer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.*2013,**46**:590-7
- 87- Bürklein S, Hiller C, Huda M, Schafer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of MTwo versus coated and uncoated EasyShape in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.*2012, **45**:447-57
- 88- Saber SE, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.*2015, **48**(1):109-14
- 89- Saleh AM, Vakili Gilani P, Tavanafar S, Schafer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2015, Apr;**41**(4):548-52.
- 90- Roland DD, Andelin WF, Browning F. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002,**28**:543-5

- 91- Patino PV, Biedma BM, Liebana CR. The effect of manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.*2005,**31**;114-6.
- 92- Berutti E, Cantatore G, Castellucci A. Use of Nickel-Titanium Rotary PathFile to create the glide path: Comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod.* 2009,**35**;408-12
- 93- Türker SA, Sağlam BC, Koçak MM, Koçak S. The effect of glide path on the surface quality of new and used rotary and reciprocating single files: OneShape versus WaveOne. *J Endod.*2014,**36**, 608-613.
- 94- Ajuz NCC, Armada L, Gonçalves LS; Debelian G, Siqueria JFJ. Glide Path preparation in S-Shaped Canals with rotary pathfinding nickel-titanium instruments. *J Endod.*2013,**39**;534-7.
- 95- Oliviera Alves V, Sílveriea Bueno CE, Cunha RS. Comparison among manual instruments and PathFile and MTwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2012,**38**;117-20.
- 96- Fishelberg G, Hook D. Patient safety during endodontic therapy usşng current technology: a case report. *J Endod.*2003,**29**;683-4.
- 97- Hüßlsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.*2005, **10**;30-76.
- 98- Nabavizadeh M, Abbaszadegan A, Khojastepour L et al. A comparison of apical transportation in severely curved canals induced by Reciproc and BioRace systems. *Iran End J.*2014, **9**; 117-122.
- 99- Mozayeni MA, Asnaashari M, Modaresi SJ. Clinical and radiographic evaluation of procedural accidents and errors during root canal therapy. *Iran Endod J.*2006, **1**(3);97-100.
- 100- Green KJ, Krell KV. Clinical factors associated with ledged canals in maxillary and mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990,**70**;490-7.
- 101- Kapalas A, Lambrianidis T. factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endod Dent Traumatol.*2000,**16**;229-31.
- 102- Fuss Z, Trope M. root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Traumatol.* 1996, **12**;255-62.
- 103- Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study. *J Endod.* 2004,**30**;80-6.

- 104- Mounce R. What is apical patency and does it matter? *Comp Cont Educ Dent.* 2005,**26**;62-66.
- 105- Tsatsas DV, Meliou HA, Kerezoudis NP. Sealing effectiveness of materials used in furcation perforation in vitro. *Int Dent J.* 2005,**55**;133-6.
- 106- Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993,**19**;541-544.
- 107- Holland R, De Souza V, Nery MJ, Otoboni Filho JA, Barnabe PF, Dezan E. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod.* 2001,**27**;281-4.
- 108- Chole D, Burad PA, Kundoor S, Bakle S, Devagirkar A, Deshpande R. Canal transportation-a threat in endodontics. *J Dent Med Scienc.* 2016,**15**;64-72.
- 109- Schafer E, Florek H. Efficacy of Nickel-Titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int End J.* 2003,**36**;199-207.
- 110- Liu SB, Fan B, Cheung GS, Peng B, Fan MW, Gutmann JL, Song YL, Fu Q, Bian Z. Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-flexofile. *Am J Dent.* 2006,**19**;353-8.
- 111- Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand instrumentation using computed tomography. *J Endod.* 1996,**22**;369-75.
- 112- Hwang YH, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee WC, Shon WJ, Chang SW. Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod.* 2014, **40**;1186-9.
- 113- Madani ZS, Haddadi A, Haghanifar S, Bijani A. Come-Beam computed tomography for evaluation of apical transportation in root canals prepared by two rotary systems. *Iran Endod J.* 2014, **9**; 109-112.
- 114- Shiva Kumar B, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattahshetty KS, Prasad S. An in-vitro evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel-Titanium systems (Twisted Files and Hyflex Files) with conventional Stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed tomography. *J Int Oral Health.* 2013,**5**;108-15.

- 115- Hashem AA, Ghoneim AG, Lufty RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;**38**;996-1000.
- 116- Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco BS, Cantatore G, Castellucci A, Berutti E. Computed Micro-tomographic evaluation of Gide Path with Nickel-Titanium Rotary PathFile in Maxillary Molars Curved Canals. *J Endod.* 2012, **38**; 389-93.
- 117- Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *Int Endod J.* 1985;**18**:240–6.
- 118- Ahmad M. The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation. *J Endod.* 1989;**15**:544–7.
- 119- Nazari Moghadam K, Shahab S, Rostami G. Canal transportation and centering ability of twisted file and reciproc: a cone-beam computed tomography assessment. *Iran Endod J.* 2014;**9**(3):174-9.
- 120- Walton RE. Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod.* 1975,**1**;255-62.
- 121- Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. *J Endod.* 1975,**1**; 324-33.
- 122- Bremante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod.* 1987, **13**;243-6.
- 123- Lopez FU, Trevessas JAC, Fachin E, Fontanella V, Grecca F. Apical transportation: two assessment methods. *Aust Endod J.* 2009, **35**;85-8.
- 124- Abu-Rass M, Jastrab RJ. The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars. *J Endod.* 1982,**8**;78-82.
- 125- White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: principles and interpretation.* 7th Edition. Mosby St. Louis.
- 126- Bober-Moken I, Perez RS. Historic insights on dental radiography. *Bulletin of the History of Dentistry.* 1986,**34**;13-27.
- 127- Yeler DY TS, Kaynar O. Digital imaging methods in dentistry. *A.Ü Diş Hek. Fak Derg.* 2006,**8**;1-6.
- 128- Wakoh M, Kuroyanagi K. Digital imaging modalities for dental practice. *The bulletin of Tokyo Dental College.* 2001, **42**;1-14.

- 129- Whaites E. *Periapical Radiography. In:Essentials of Dental Radiology and Radiography.* 4th Edition. Churchill Livingston Elsevier; 2007.
- 130- Muhammedagic B, Muhamedagic L. Digital Radiography versus conventional radiography in dentistry. *Acta Informatica Medica.* 2009, **17**;85-89.
- 131- Toric M, Masic I. Radiovisiography—a modern method of diagnosis in stomatology. *Medicinski Arhiv.* 1997,**51**;109-113.
- 132- Wenzel A. Two decades of computerized information technologies in dental radiography. *J Dent Res.* 2002,**81**; 590-3
- 133- Brennan J. An introduction to digital radiography in dentistry. *J Orthod.* 2002, **29**; 66-9.
- 134- Watanabe P, Issa J, Oliviera T, Monterio S, Iyomasa MM, Regalo S. Morphodigital study of the mandibular trabecular bone in panoramic radiographs. *Int J Morphol.* 2007,**25**;875-80.
- 135- Horarlı A, Yılmaz A, Akgul H. Radyolojide temel kavramlar ve radyodiagnostik. *Erzurum: Ata. Üni Ziraat Fak. Ofset Tesisleri.*2001;45-55.
- 136- Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *J Dent Res.* 2004; **83**; C72-C75.
- 137- Haring JI, Jansen L. *Dental radiography: principles and techniques.*4th Edition. WB Saunders, 2000.
- 138- Wuehrmann AH, Manson-Hing LR. *Dental Radiology.* Mosby,1973.
- 139- MacCormack FW. A plea for a standardized technique for oral radiography, with an illustrated classification of findings and their verified interpretations. *J Dent Res.* 1920,**2**;467-509.
- 140- Fitzgerald GM. Dental roentgenography; vertical angulation, film placement and increased object-film distance. *J ADA.* 1947,**34**;160-9.
- 141- Updegrave WJ. Simplifying and improving intraoral dental roentgenography. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol.* 1959,**12**; 704-716.
- 142- Langland OE, Langlais RP. Early pioneers of oral and maxillofacial radiology. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol.* 1995,**80**;469-511.
- 143- Haring JI, Howerton LJ. *Dental X-Ray Equipment.*Dental Radiography. 2nd Edition. Philedelphia, Saunders Inc.;2000.
- 144- Langland OE, Langlais RP, Preece JW. *Principles of Dental Imaging.* Lippincott Williams& Wilkins, 2002.

- 145- Glenner R. 80 years of dental radiography. *J ADA*. 1975,**90**;549-63.
- 146- Yücel Ç. Kök kanal boyunun belirlenmesinde dijital radyograflerin diğer yöntemlerle karşılaştırılması. *A. Ü. Diş Hek Fak*. 2005,**32**;6-12.
- 147- Durack C, Patel S. Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J*. 2012,**23**;32-9.
- 148- Paula-Silva FWG, Wu MK, Leonardo MR, Da Silva LAD, Wesselink PR. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histo-pathological findings as a gold standard. *J Endod*. 2009, **35**; 1009-12
- 149- Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam computed tomography. *J Endod*. 2007,**9**;1121-32.
- 150- Patel S, Durack C, Abella F, Shamesh H, Roig M, Lemberg K. Cone beam computed tomography in endodontics-a review. *Int Endod J*. 2015,**48**; 3-15.
- 151- Danforth RA, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Cal Dent Assoc*. 2003,**31**; 817-23.
- 152- Lofthag-Hansen S, Huuononen S, Gröndahl HG. Limited cone-beam computed tomography and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007,**103**;114-119.
- 153- Pauwels R, Beinsbergara J, Collaert B. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Euro J Radiol*. 2012, **81**; 267-71.
- 154- Suomolainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Korttesniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomax Radiol*. 2009, **38**; 367-78.
- 155- Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008, **52**; 75-80.
- 156- Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*. 2009;**29**:634-45.
- 157- Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J*. 2009;**42**:463-475.
- 158- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006;**72**;75-80.

- 159- Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, et al.. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomax Radiol.* 2007;**36**:465-471.
- 160- Patel S, Wilson R, Dawood A, Mannocci F. the detection of periapical pathosis using periapical radiography and cone beam computed tomography-Part2: a 1-year post-treatment follow-up. *Int Endod J.* 2012;**45**; 711-23.
- 161- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic radiography for the detection of apical periodontitis. *J Endod.* 2008;**34**:273-279.
- 162- Low MTL, Dula KD, Bürgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod* 2008;**34**:557-562.
- 163- Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions: an *ex vivo* study in pig jaws. *Clin Oral Invest* 2007;**11**:101-106.
- 164- Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int Endod J.* 2009;**42**:507-515.
- 165- Friedman S. Prognosis of initial endodontic therapy. *Endod Topics* 2002;**2**:59-98.
- 166- Paula-Silva FWG, Hassam B, da Silva LAD, Leonardo MR, Wu M-K. Outcome of root canal treatment in dogs determined by periapical radiography and cone-beam computed tomography scans. *J Endod.* 2009;**35**:723-726.
- 167- Tamse A, Kaffe I, Lustig J, Ganor J, Fuss Z. Radiographic features of vertically fractured endodontically treated mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; **101**:797-802.
- 168- Yıldız İ. Kanal Tedavisi Uygulanmış Alt Kesici Dişlerde Yatay ve Dikey Tam Olmayan Kırıkların Radyolojik Teşhis Yöntemlerinin Karşılaştırılması. İstanbul,2014.
- 169- Matherne RP, Angelopoulos C, Kulilid JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems *in vitro*. *J Endod.* 2008;**34**:87-89.

- 170- Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 2007;**40**:818-830.
- 171- Patel S, Ricucci D, Durack C, Tay F. Internal root resorption: a review. *J Endod* 2010;**36**:1107-1121.
- 172- Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an *in vivo* investigation. *Int Endod J* 2009;**42**:831-838.
- 173- Kamburoğlu K, Kurşun S, Yüksel S, Oztaş B. Observer ability to detect *ex vivo* simulated internal or external cervical root resorption. *J Endod.* 2011;**37**:168-175.
- 174- Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dent Traumatol.* 2007;**23**:95-104.
- 175- Alves RA, Souza JB, Gonçalves Alencar AH, Pecora JD, Estrela C. Detection of procedural errors with stainless steel and NiTi instruments by undergraduate students using conventional radiograph and cone beam computed tomography. *Iran Endod J.* 2013;**8**:160-5.
- 176- Bergmans L, Cleynenbreugel J, Wevers M, Lembrechts P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *Int Endod J.* 2001;**34**: 390-8.
- 177- Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalance of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J.* 1999;**32**:283-286.
- 178- Kakani AK, Veeramachaneni C, Majeti C, Tummala M, Khiyani L. A review on perforation repair materials. *J Clin Diagn Res.* 2015;**9**: 9-13.
- 179- Baalani P, Niazi F, Rashid H. A brief review of the methods used to determine the curvature of the canals. *J Res Dent.* 2015, **3**:57-63.
- 180- Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;**40**:1223-7.
- 181- Junaid A, Fraire LG, De Silveira Bueno CE, Mello I, Cunha RS. Influence of single-file endodontics on apical transportation in curved root canals: an *ex-vivo* micro-computed tomographic study. *J Endod.* 2014;**40**: 717-20.

- 182- Mokhtari H, Niknami M, Sohrabi A, Habibivand E, Zonouzi HRM, Rahimi S, Zand V. Cone-Beam computed tomography comparison of canal transportation after preparation with BioRace and MTwo Rotary Instruments and Hand K-Flexofiles. *Iran Endod J*,2013;**9**:180-4.
- 183- Peters OA, Paque F. root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomographic study. *J Endod*. 2011, **37**:53-7.
- 184- Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-Computed Tomography Evaluation of the Preparation of Mesio Buccal Root Canals in Maxillary First Molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. *J Endod*. 2013, **39**:385-8.
- 185- Studebaker B, Hollender L, Mancl L, Johnson JD, Paranipe A. The incidence of second mesiobuccal canals located in maxillary molars with the aid of cone-beam computed tomography. *J Endod*. 2017, Epub
- 186- Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. A 5 yr clinical investigation of second mesiobuccal canals in endodontically treated and retreated maxillary molars. *J Endod*. 2005;**31**:262-4.
- 187- Dhingra A, Kochar R, Banerjee S, Srivastava P. Comparative evaluation of the canal curvature modifications after instrumentation with OneShape rotary and Wave One reciprocating files. *J Conserv Dent*. 2014;**17**:138-41.
- 188- Marciano MA, Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Del Carpio Perochena A, Cavenago BC, Villas-Boas MH et al. Applications of micro-computed tomography in endodontic research. *Current Microscopy Contributions in Advances in Science and Technology*. 2012
- 189- Mouro-Netto C, Palo RM, Pinto LF, Mello-Moura ACV, Daltoe G, Wilhelmsen NSW. CT study of the performance of reciprocating and oscillatory motions in flattened root canal areas. *Braz Oral Res*. 2014;**29**:6-13.
- 190- Çapar İD, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod*. 2014,**40**:852-6
- 191- Bürklein S, Poschmann T, Schafer E. Shaping Ability of Different Nickel-Titanium Systems in Simulated S-shaped Canals with and without Glide Path. *J Endod*.2014, **40**:1231-4.

- 192- Versiani MA, Leoni GB, Steier L. Micro-computed tomography study of oval shaped canals prepared with the Self-Adjusting File, Reciproc, WaveOne and ProTaper Universal systems. *J Endod.* 2013;**39**;1060-6.
- 193- Mukherjee P, Patel A, Chandak M, Kashikar R. Minimally invasive endodontics a promising future concept: a review article. *Int J Scienc Stud.* 2017;**5**;245-50.
- 194- Buchanan LS. The standardized-taper root canal preparation - Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int Endod J* 2000;**33**:516-29
- 195- Bürklein S, Schafer E. Minimally invasive endodontics. *Quint Int.* 2015, **46**(2);119-124.
- 196- Franco V, Fabiani C, Taschieri S. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod.* 2011;**37**:1398-401.
- 197- Moazzami F, Khojastepour L, Nabavizadeh M, Habashi MS. Cone-Beam Computed Tomography Assessment of Root Canal Transportation by Neoniti and Reciproc Single-File Systems. *Iran J Endod.* 2016,**11**:96-100
- 198- Shah DY, Wadekar SI, Dadpe AM, Jadhay GR, Choudhary LJ, Kalra DD. Canal transportation and centering ability of protaper and self-adjusting file system in long oval canals: An *ex-vivo* cone-beam computed tomography analysis. *J Conserv Dent.* 2017,**20**:105-9.
- 199- Tambe VH, Nagmode PS, Abraham S, Patait M, Lahoti PV, Jaju N. Comparison of canal transportation and centering ability of rotary protaper, one shape system and wave one system using cone beam computed tomography: An *in vitro* study. *J Conserv Dent.* 2014,**17**:561-5.
- 200- Uzunoğlu E, Türker SA. Comparison of Canal Transportation, Centering Ratio by Cone-beam Computed Tomography after Preparation with Different File Systems. *J Contemp Dent Prac.* 2015,**13**:360-5.
- 201- Bürklein S, Jager PG, Schafer E. Apical transportation and canal straightening with different continuously tapered rotary file systems in severely curved root canals: F6 SkyTaper and OneShape versus Mtwo. *Int Endod J.* 2017;**50**(10):983-990.
- 202- Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar M, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999,**32**:436-43.

203- Munoz E, Forner L, Llena C. Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. *J Endod.* 2014;**40**: 547-550.



ETİK KURUL KARARI

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı : 896

Tarih : 02.06.2014

Konu : Prof.Dr.F.Raif ERİŞEN

Sayın Prof.Dr.F.Raif ERİŞEN
Dış Hekimliği Fakültesi

İlgili : Dış Hekimliği Fakültesinin 02/05/2014 gün ve 903-851-2880 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve Hafize Hande ERDİN'in yürüteceği 2014/780 dosya numaralı "Tek Eşe Şekillendirme Sistemlerinin Eğri Kık Kanallarıyla Oluşturduğu Transportasyonun İn Vitro Olarak Radyolojik Açıdan Değerlendirilmesi" başlıklı çalışma kurumumuzun 23/05/2014 tarih ve 10 sayılı sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. A. Yagöz ÜRESİN
İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar
Etik Kurul Başkanı

Eki: İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

TEK EĞE

ŞEKİLLENDİRME

SİSTEMLERİNİN EĞRİ

KÖK

KANALLARINDA

OLUŞTURDUĞU

TRANSPORTASYONUN

İN

VİTRO OLARAK

RADYOLOJİK

AÇIDAN

DEĞERLENDİRİLMESİ

Yazar Hafize Hande Erdin

Gönderim Tarihi: 08-Şub-2018 08:27AM (UTC+0200)

Gönderim Numarası: 912915029

Dosya adı:

TASYONUN_N_V_TRO_OLARAK_RADYOLOJ_K_A_IDAN_DE_ERLEND_R_LMES. doc

x (115.6K)

Kelime sayısı: 22562

Karakter sayısı: 159272