



YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

T.C

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI GÜNCEL DÖNER ALET SİSTEMİNİN EĞRİ
KANALLARDAKİ ŞEKİLLENDİRME ETKİNLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

ASLIHAN TÜYSÜZ

DANIŞMAN

Doç. Dr. HAKKI SUNAY

İSTANBUL, 2014



YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

T.C

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI GÜNCEL DÖNER ALET SİSTEMİNİN EĞRİ
KANALLARDAKİ ŞEKİLLENDİRME ETKİNLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

ASLIHAN TÜYSÜZ

DANIŞMAN

Doç. Dr. HAKKI SUNAY

İSTANBUL, 2014

DOKTORA TEZ SAVUNMASI

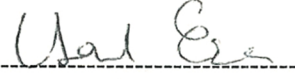
Doktora öğrencisi Dt. Aslıhan Tüysüz'ün çalışması jürimiz tarafından Endodonti Anabilim Dalı doktora tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Üye : Prof..Dr.Jale Tanalp
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Handan Ersev
Üniversite : İstanbul Üniversitesi




Üye : Doç. Dr.Hakkı SUNAY(Danışman)
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Figen KAPTAN
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

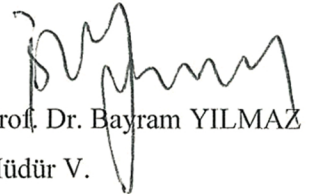


Üye : Doç. Dr. Baybora KAYAHAN
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun .12/06/2014 tarih ve .17-3... sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Müdür V.

İMZA

I) TEŞEKKÜRLER

Doktora eğitimimde çok önemli bir yere sahip olan, saygıdeğer hocam **Prof.Dr.Gündüz Bayırlı**'ya,

Bilgi ve deneyimlerini benimle her zaman içtenlikle paylaşan, güleryüzüyle içimizi aydınlatan sevgili hocam **Prof. Dr. Jale Tanalp**'e,

Tezimin her aşamasıyla yürekten ilgilenen, desteği ile bana güven veren sevgili danışman hocam **Doç. Dr. Hakkı Sunay**'a,

Doktora hayatımda sonsuz bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, saygıdeğer hocam **Doç. Dr.Baybora Kayahan**'a,

Tüm doktora eğitimim boyunca yanımda olan, bilgi ve deneyimlerini benden eksik etmeyen sevgili hocalarım **Prof.Dr.Figen Kaptan, Doç.Dr.Meriç Karapınar Kazandağ, Yrd. Doç. Esra Pamukçu Güven, Dr. Elif Delve BaşerCan**'a,

Doktora hayatımda bana yol gösteren, deneyimlerini paylaşan sevgili **Dr.Tuba Ayhan, Dr.Kamer Milkar, Dr. Tufan Güngör ve Dr. Emre Övsay**'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum doktora arkadaşlarım sevgili **İlkan Çelik, Suzan Nogay, Müge Kıyık**'a,

Bilgisiyle her zaman bana yol gösteren değerli ağabeyim **Dr. Fatih Cabbar**'a,

Doktora hayatımı keyifli kılan canım arkadaşlarım **Beste Kuru, Simge Aziz, Simge Şenalp, Kemal Çağlar Özkan, Fadime Oktay, Ayşegül Barlas**'a

Doktora ve tezim sırasında desteğini benden hiç eksik etmeyen canım nişanlım **Hakan Gülşen**'e,

Destekleriyle her zaman yanımda olan, bana güç veren canım kardeşlerim **Doğukan Tüysüz ve Dilara Tüysüz**'e,

Bugünlere gelmemde en büyük paya sahip sevgili annem **Serpil Tüysüz** ve sevgili babam **Baykul Tüysüz**'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

II) İÇİNDEKİLER

I) TEŞEKKÜRLER	iii
II) İÇİNDEKİLER	v
III) KISALTMALAR ve SİMGELER	ix
IV) RESİM, ŞEKİL ve TABLO LİSTESİ	xi
V) ÖZET	xiv
VI) İNGİLİZCE ÖZET (SUMMARY)	xvi
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Periapikal İltihabın Etyolojisi	3
2.2. Biyomekanik Temizlemenin Önemi	3
2.3. Apikal Şekillendirmenin Önemi	8
2.4. Kök Kanal Şekillendirmesinde Kullanılan Eğelerin Tarihsel Gelişimi	9
2.4.1. Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi	9
2.4.1.1. Birinci Nesil Döner Alet Sistemleri	12
2.4.1.2. İkinci Nesil Döner Alet Sistemleri	13
2.4.1.3. Üçüncü Nesil Döner Alet Sistemleri	15
2.4.1.4. Dördüncü Nesil Döner Alet Sistemleri	15
2.4.1.5. Beşinci Nesil Döner Alet Sistemleri	18
2.5. Yeni Nesil Endodontik Eğelerde Kullanılan Metal Alaşımlar	19

2.5.1. Nikel Titanyum	19
2.5.2. M – teli	21
2.5.3. R – faz	21
2.5.4. CM – teli	22
2.6. Şekillendirme Sırasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar	25
2.6.1. Apikal Blokaj	25
2.6.2. Transportasyon	27
2.6.2.1. Kök Kanal Anatomisi	28
2.6.2.2. Kanal Eğesinin Dizaynı	28
2.6.2.3. Kanal Eğesinin Alaşımı	30
2.6.2.4. Şekillendirme Tekniği	30
2.6.3. Apikal Foremenin Zarar Görmesi	32
2.6.4. Apikal Çentik (Zipping), Dirsek (Elbow) ve Gözyaşı Damlası Şekli (Teardrop) Oluşumu	33
2.6.5. Basamak Oluşumu (Ledging)	34
2.6.6. Strip Perforasyon	37
2.6.7. Perforasyon	39
2.6.8. Alet Kırılması	40

2.7. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Oluşan Düzleşme	
Miktarlarının İncelendiği Çalışmalarda Kullanılan Metodolojiler	42
2.7.1. El Eğeleri ve Döner Alet Sistemleri ile Yapılan Düzleşme Çalışmaları	45
2.8. Araştırmada İncelenen Şekillendirme Sistemleri	52
2.8.1. WaveOne (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)	52
2.8.2. OneShape (Micro Mega, Basençon, France)	55
2.8.3. Twisted File Adaptive (SybronEndo, Orange, CA)	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM	62
3.1. Dişlerin Seçilmesi	62
3.2. Kanalların Şekillendirilmesi	63
3.2.1. Grup 1. WaveOne	64
(Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)	
3.2.2. Grup 2. OneShape	65
(Micro Mega Basençon, France)	
3.2.3. Grup 3. Twisted File Adaptive	65
(SybronEndo)	
3.3. Deney Düzenineğinin Hazırlanması	66
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	74
4. BULGULAR	75

4.1. Kök Kanallarında Oluşan Düzleşme Miktarlarının Değerlendirilmesi	77
4.2. Kanalların Şekillendirilme Sürelerinin Değerlendirilmesi	78
5. TARTIŞMA	80
6. SONUÇLAR	91
7. KAYNAKLAR	93
8. ÖZGEÇMİŞ	108

III) KISALALAR ve SİMGELER

NiTi	: Nikel Titanyum
no	: Numara
SM1	: Small 1
SM2	: Small 2
μ	: Mikron
GT	: Greater Taper
mm	: Milimetre
%	: Yüzde
<i>E. faecalis</i>	: <i>Enterococcus Faecalis</i>
rpm	: Rotation Per Minute
°	: Derece
CM-Wire	: Control - Memory Wire
SAF	: Self – Adjusting File
°C	: Santigrad Derece
TFA	: Twisted File Adaptive
ISO	: International Organization for Standardization
CT	: Bilgisayarlı tomografi
EDTA	: Etilen Diamin Tetraasidik Asit
HERO 642	: High Elasticity in Rotation

SEM	: Scanning Electron Microscope
SM3	: Small 3
ML1	: Medium Large 1
ML2	: Medium Large 2
ML3	: Medium Large 3
ml	: Mililitre
N.cm	: Newton centimeter
RVG	: Radio - Visio - Graphy
cm	: Santimetre
sn	: Saniye
Ort	: Ortalama
SS	: Standart Sapma

IV) RESİM, ŞEKİL ve TABLO LİSTESİ:

IV.I. Şekil Listesi:

Şekil 1: Dengeli- kuvvet şekillendirme tekniği

Şekil 2: Twisted File Adaptive eğeleri ve özellikleri

Şekil 3: Trafik ışıklarını esas alan TFA eğe sistemi

Şekil 4 : Schneider yöntemi ile kanal kurvatürünün hesaplanması

Şekil 5: Grupların ayrı ayrı düzleşme miktarları dağılımı

Şekil 6: Gruplara göre çalışma zamanı dağılımı

IV.II. Tablo Listesi:

Tablo 1: Grupların düzleşme miktarı açısından değerlendirilmesi

Tablo 2: Grupların zaman açısından değerlendirilmesi

Tablo 3: Grupların eğe başına düşen zaman açısından değerlendirilmesi

IV.III. Resim Listesi:

Resim 1: Dentin tübüllerine penetre olmuş bakteriler

Resim 2: Süperelastik Ni-Ti eğe kanalın orjinal aksını takip ederken, düşük esneklik özelliğine sahip paslanmaz çelik eğenin kurvatürdeki etkisi

Resim 3: Pasif, kesici radyal alana sahip bir eğenin lateral ve kesitinin SEM görüntüsü

Resim 4: Keskin kesici uça sahip bir eğenin lateral ve kesitinin SEM görüntüsü

Resim 5: SAF sistemi

Resim 6: CM-telinden elde edilen eğenin süperelastisite özelliğine sahip olmaması;

bu sayede eğimli kanala yerleştirilmeden önce eğe ucuna eğim verilebilmektedir.

Resim 7: CM-telinden üretilen eğe üzerindeki spirallerin siklik yorgunluk sonucu açılması ve sterilizasyon sonrası tekrar eski haline dönmesi

Resim 8: A) Apikal blokaj: tıkanmanın olduğu yerden sonra kanal yolu açıklığı gözlenirken **B)** basamak oluşumunda kanal yolundan sapıldığı görülmektedir.

Resim 9: Protaper Next serisi

Resim 10: Eğimli üst kanin dişte meydana gelen dirsek ve apikal çentik oluşumu

Resim 11: Basamak oluşumu

Resim 12: Farklı açılarda alınan radyografiler ile basamak oluşumunun tespit edilmesi.

Resim 13: Alt sağ 2.büyükazının mezial kökünde meydana gelen strip preforasyon

Resim 14: Eğimli kök kanalında meydana gelen perforasyon

Resim 15: Şekillendirme öncesi ve sonrası standart radyografi alımı için hazırlanan bir deney düzeneği

Resim 16: WaveOne eğeler

Resim 17: WaveOne, apikalde modifiye konveks üçgen, kuralde konveks üçgen kesit

Resim 18: OneShape eğenin değişken kesiti; uç kısmında 3 kesici uca sahipken (solda) kural bölgede 2 kesici uca (sağ) sahip kesit.(x45 büyütme ile)

Resim 19: OneShape eğe ve kesitleri

Resim 20: Twisted File Adaptive rotasyon-resiprokasyon kombine hareket açıları

Resim 21: Akrilik blokların hazırlanmasında kullanılan model

Resim 22: 18 mm.'de kuru kesilerek akrilik içerisine gömülen bir rnek

Resim 23: Akrilik içerisine gmlmŖ ve numaralandırılmıŖ WaveOne grubu

Resim 24: Standart radyogarfi alma amacıyla hazırlanan kalıp ve akrilik blokların hazırlanmasında kullanılan kalıp

Resim 25: Kanal eğiminin AutoCad programında hesaplanması

Resim 26: Ŗekillendirme sonrası OneShape eğe ile alınan örnek film

Resim 27: DiŖin kontürleri ve referans obje görüntüleri üstüste getirilerek yapılan akıŖtırma iŖlemine rnek

V. ÖZET

Tüysüz A. Üç Farklı Güncel Döner Alet Sisteminin Eğri Kanallardaki Şekillendirme Etkinliğinin Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul, 2014

Çalışmamızda; 20° - 40° kanal eğimine sahip çekilmiş insan dişlerinde, farklı kinematik ve metalürjik özelliklere sahip döner alet sistemlerinin, kök kanallarında meydana getirdikleri düzleşme miktarlarının ve çalışma sürelerinin karşılaştırılması, şekillendirme sırasında meydana gelebilecek komplikasyonların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda kök kanal gelişimi tamamlanmış, daha önce herhangi bir endodontik tedavi yapılmamış ve 18 mm. çalışma uzunluğuna sahip 60 adet alt büyükazı dişinin mezial kanalları kullanılmıştır. Dişler, çalışma uzunluğu 18 mm. olacak şekilde kuron bölgelerinden kesildikten sonra, elmas yuvarlak frezler ile endodontik kaviterler açılmıştır. Şekillendirme öncesi radyografiler 10 ve 15. no K tipi eğeler ile alınmıştır. Kök kanal eğimleri ve kurvatür çapları hesaplanan dişler homojen bir şekilde 3 gruba ayrılmıştır.

1. gruptaki kanallar WaveOne Primary eğeler ile şekillendirilmiş, şekillendirme sonrası radyografiler yine aynı eğe ile alınmıştır.
2. gruptaki kanallar OneShape eğeler ile şekillendirilmiş, şekillendirme sonrası radyografiler yine bu eğe ile alınmıştır.
3. gruptaki kanallar Twisted File Adaptive SM1 ve SM2 eğeleri ile şekillendirilmiş, şekillendirme sonrası radyografileri SM2 eğe ile alınmıştır.

Şekillendirme öncesinde ve sonrasında alınan radyografilerin hepsi modifiye Bramante tekniğine [1] göre standart bir şekilde alınmıştır. Radyografilerin karşılaştırılması için tüm radyografiler x10 büyütülmüş ve aydınlar kağıtlara basılmıştır. Dişlerin dış kontürleri ve referans metal obje üstüste gelecek şekilde çakıştırma yapılmıştır. Eğelerin uç kısımları arasındaki açı ölçülerek kök kanallarında meydana gelen düzleşme miktarları hesaplanmıştır.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanılmıştır.

Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametreler normal dağılım gösterdiği için, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda WaveOne grubu $1,28 \pm 0,27$ derece ile en fazla düzleşmenin görüldüğü grup olurken, OneShape grubu $1,06 \pm 0,30$ derece ve Twisted File Adaptive grubu $0,99 \pm 0,29$ derece düzleşme göstermişlerdir. Twisted File Adaptive ve OneShape grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışma süreleri karşılaştırıldığında ise en hızlı şekillendirilmenin tamamlandığı grup $51,40 \pm 2,28$ ile tek eğden oluşan OneShape grubu olurken, ikinci en hızlı çalışılan grup $58,95 \pm 4,68$ ile yine tek eğe sistemi olan WaveOne grubu olmuştur. Şekillendirmenin en uzun sürdüğü grup ise 2 eğenin kullanıldığı Twisted File Adaptive grubu olmuştur.

Şekillendirme sırasında meydana gelebilecek çalışma boyunun kaybedilmesi, basamak oluşumu, perforasyon ve alet kırılması gibi komplikasyonlar hiçbir grupta meydana gelmemiştir.

Çalışmamızda, WaveOne Primary, OneShape ve Twisted File Adaptive eğeler ile eğimli kanalların şekillendirilmesinin güvenli ve hızlı bir şekilde yapılabilineceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar kelimeler: WaveOne primary, OneShape, Twisted File Adaptive, düzleşme, eğimli kanal, şekillendirme

VI. İNGİLİZCE ÖZET (SUMMARY)

Tuysuz A. A Comparison of Shaping Ability of Three Different Contemporary Rotary Systems in Curved Root Canals. Yeditepe University, Institute of Health Sciences, Department of Endodontics, PhD thesis, Istanbul, 2014.

The aim of this study was to evaluate the degree of transportation, working time and procedural errors during the preparation of root canals having 20° - 40° curvatures using different rotary systems with different kinematics and metallurgic properties.

The mesial roots of 60 mandibular molar teeth with completely developed root apices , no previous endodontic treatment and having 18 mm. working lengths were used. After 18 mm. decoronation of the teeth, endodontic access cavities were prepared using round burs. The radiographs were taken with 10 and 15 no. K-files before the preparation. The sample teeth were divided into 3 homogeneous groups according to their curvature angles and radii of curvature .

In the first group, the teeth were prepared with WaveOne primary instrument and the radiograph were taken with the same file after the preparations were completed.

In the second group, the teeth were prepared with OneShape instrument and the radiographs were taken with the same file after the preparations were completed.

In the third group, the teeth were prepared with Twisted File Adaptive SM1 and SM2 and the radiographs are taken with SM2 file after the preparations were completed.

Standardized radiographs were taken according to modified Bramante's technique [1] before and after instrumentation. For the analysis of the radiographs, all the radiographs were printed on tracing papers with x10 magnification. The contours of the teeth and the reference objects were superimposed and the angle between the tips of the two files were measured for the calculation of the amount of straightening.

Statistical analysis was performed using SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 program. Because quantitative values showed parameters with normal distribution, the comparison of intragroup parameters was performed using

Oneway ANOVA test. For the determination of the group which led to differences, Tukey HSD test was used. Statistical significance level was evaluated at $p < 0,05$.

While the WaveOne group had the highest value of straightening with $1,28 \pm 0,27$ degrees, OneShape group caused $1,06 \pm 0,30$ degrees of straightening and the best result was obtained with the Twisted File Adaptive group with $0,99 \pm 0,29$ degrees of straightening. The difference between the results of TFA and OneShape group was found to be statistically insignificant. When the working times of the groups were evaluated, the single file system OneShape showed the least working time with $51,40 \pm 2,28$ seconds, followed by the Wave One group with $58,95 \pm 4,68$ seconds. Working time was the longest with the TFA group which included 2 files for the preparation.

Procedural errors such as loss of working length, ledge formation, perforation and file fracture that can occur during root canal preparation were not observed in any group.

It can be concluded that during the preparation of curved root canals, WaveOne, OneShape and TFA rotary systems can be recommended to complete the root canal treatment safely and quickly.

Key words: WaveOne primary, OneShape, Twisted File Adaptive, straightening, curved root canal, instrumentation

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanallarının preparasyonu, kanal tedavisinin temel basamaklarından biridir. Şekillendirme ve irigasyondan oluşan kök kanal preparasyonu ile, kanaldaki tüm vital ve organik dokunun bir miktar sert dokuyla beraber kanaldan uzaklaştırılması amaçlanmaktadır [2].

Kök kanallarının şekillendirilmesi, etkin bir irigasyonun ve kök kanal dolgusunun yapılabilmesi, bunun için de apikal çapın en dar kanal girişlerinin çapının ise en geniş olduğu konik bir şeklin elde edilmesi esasına dayanmaktadır [3]. Fakat özellikle aşırı eğimli kanallar şekillendirilirken, el aletleri yetersiz kalabilmekte; [4][5][6] transportasyon, basamak oluşumu ve hatta perforasyon gibi kanal tedavisinin başarısını etkileyecek komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir [5].

Geleneksel paslanmaz çelik eğelere göre Ni-Ti aletlerin birçok avantajları vardır. Bunlar; esneklik [7], yüksek kesme özelliği [8] ve hızlı bir preparasyon sağlamalarıdır [9]. Ayrıca Ni-Ti eğelerin kullanımı ile preparasyon sırasında kanalın esas şekli korunmakta ve transportasyon riski azalmaktadır [9][10][11][12]. Paslanmaz çelik aynı numara bir eğe ile karşılaştırıldığında 2-3 kat fazla esneklik gösteren nikel-titanyum alaşımların endodontide kullanımı ilk defa 1988 yılında Walia tarafından önerilmiş [7] ve 1990 ortalarında ilk nikel titanyum döner aletler piyasaya sunulmuştur [13]. 2008 yılında ise Yared [14] yaptığı çalışmada kanal şekillendirmesini resiprokal hareket yapan tek bir eğe (Protaper F2) ile tamamlamış, şekillendirmenin tek bir eğenin resiprokal hareketi ile tamamlanabilmesi fikri endodonti dünyasına girmiştir.

Günümüzde endodontik tedavinin, minimum sayıda alet ile kısa sürede ve başarıyla tamamlanması amaçlanmaktadır. Bu doğrultuda WaveOne (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Reciproc (VDW, Munich, Germany) gibi resiprokal hareket ile çalışan tek eğe sistemleri ve OneShape (Micro Mega, Basençon, France), F360 (Komet Brasseler, Lemgo, Germany) gibi tam rotasyon ile çalışan tek eğe sistemleri geliştirilmiştir. 2013 yılında piyasaya sunulan Twisted File Adaptive sisteminde ise hem rotasyonun hem de resiprokal hareketin birarada

kullanıldığı kombine bir hareket seçilmiş, şekillendirmenin en az 2 eğe ile tamamlanabileceği 3 eğeli bir sistem geliştirilmiştir. Bu farklı şekillendirme sistemleri geliştirilirken, ege sayısı ve şekillendirmede kullanılacak hareketin yanısıra eğerlerde kullanılan metal özellikleri de ön plana çıkmıştır.

Günümüzde döner aletlerin üretimlerinde, klasik nikel titanyum metalin yanısıra, nikel titanyumun ısı işlemlerinden geçirilmesiyle elde edilen M-teli, CM-teli ve bir ara faz olan R-faz metallerinin de eğerlerin üretimde kullanımları görülmektedir. Nikel titanyumun çeşitli ısı işlemlerinden geçirilmesi ile elde edilen bu metaller, eğerlerin esneklik ve dayanım özelliklerinin geliştirilmesi amacı ile üretilmiş olup, başarılı sonuçlar vermektelerdir.

Çalışmamızda da farklı kinematik ve metal özellikleri taşıyan WaveOne, OneShape ve Twisted File Adaptive döner alet sistemlerinin, eğri kök kanallarının preparasyonunda, kanalda meydana gelen düzleşme miktarı, preparasyon zamanı, kırık alet, basamak oluşumu ve perforasyon açısından incelenmeleri amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER:

2.1. Periapikal İltihabın Etyolojisi

Endodontik tedavinin amacı, varolan apikal periodontitisin iyileştirilmesi veya apikal periodontitis oluşumunun engellenmesidir [3]. Bunun sağlanabilmesi için de mekanik ve kimyasal temizlemenin en etkin şekilde yapılması gereklidir.

Apikal periodontitis, nekrotik kök kanalı içerisinde bulunan mikroorganizma ve ürünlerine karşı periapikal dokuların iltihapsal cevabıdır. Bakteriyel antijenlerin, lokal immün sistemi aktive etmesiyle iltihabi reaksiyon başlamaktadır. Bu patogenezin devam etmesi ve bakterilerin tüm kök kanal sistemine kolonize olmalarıyla ise apikal periodontitis meydana gelmektedir. İyileşmenin sağlanabilmesi için kök kanal sistemindeki bakteri ve bakteri ürünlerinin elimine edilmeleri gereklidir [15]. Birçok kimyasal ve fiziksel iritan da pulpa iltihabına, hatta pulpa nekrozuna sebebiyet verebilmektedir. Fakat pulpa iltihabına sebep olan en sık etkenin bakteri ve/veya pulpaya sızan bakteri ürünleri olduğu bilinmektedir.

Vücudun birçok bölgesinde oluşan enfeksiyon, vücut savunma sistemi tarafından tek başına veya bazı durumlarda sistemik bir antibiyotik kullanımıyla elimine edilebilmektedir. Fakat diş ve kök kanal sisteminin özel anatomi ve fizyolojisinden ötürü, vücut savunma sistemi ve antibiyotik kullanımı endodontik enfeksiyonun elimine edilmesi için yeterli olmamaktadır. Bundan dolayı, başarılı bir endodontik tedavi için sırayla hastanın immün sisteminin sağlıklı çalışması, bazı özel durumlarda sistemik antibiyotik tedavisi uygulanması, şekillendirme ve irigasyonun en etkin şekilde yapılması, başarılı bir kök kanal dolgusu ve sızdırmaz bir koronal restorasyon temel şartlar arasındadır [15].

2.2. Biyomekanik Temizlemenin Önemi

İnsan vücudunda, insan vücudunu oluşturan hücrelerin yaklaşık 10 katı kadar bakteri hücresi bulunmaktadır. Bu bakteri topluluklarına 'flora' adı verilmektedir. Bizim için ağız florasını, enfekte dentin florasını ve enfekte kök kanalı florasını bilmemiz çok önemlidir. Sağlıklı bir pulpa dokusunun tıpkı omurilik sıvısında

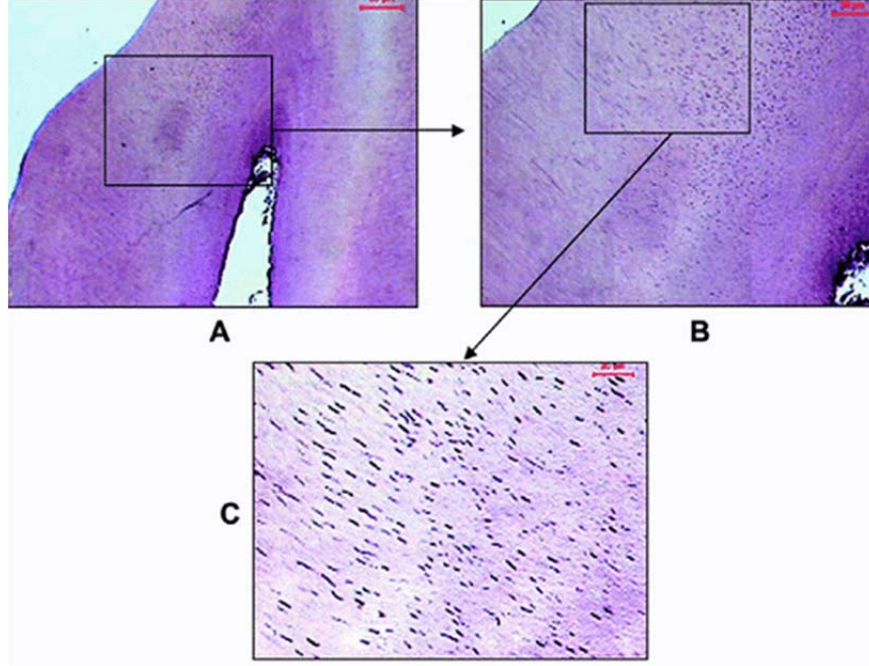
olduğu gibi florası yoktur yani sterildir. Bundan dolayı enfekte bi pulpa florasının, ağız florasının bir kombinasyonu olduğunu söyleyebiliriz [16].

Mikrobiyolojinin babası olarak bilinen W.D. Miller, 1890 yılında ilk dental mikrobiyoloji kitabını yayınlamıştır. (Microorganisms of The Human Mouth) 1894 yılında ise, pulpa hastalığı ile bakteriler arasındaki ilişkiden ilk defa bahseden araştırmacı yine Miller olmuştur. 1965 yılında Kakehashi ve ark. [17] ise yaptıkları çalışmada bakterilerin endodontik hastalıklardaki etkisini ortaya koymuşlardır.

Normal şartlar altında pulpa-dentin kompleksi, mine, dentin ve sement ile çevrili olduğu için ağız florası ile ilişkide değildir. Bu doğal koruma çürük, travma, çatlak-kırık, restoratif işlemler, atrizyon, abrazyon ve küretaj gibi çeşitli sebeplerden dolayı veya sementin kendiliğinden dentini örtmediği durumlarda bozulabilir. Bu durumda tükürkte, dental plakta, çürük lezyonunda bulunan ve oral florayı oluşturan bakteriler, pulpa-dentin kompleksine sızmaya başlarlar. Pulpa dokusunun bakteriler tarafından invazyonu sıklıkla diş çürükleri yoluyla gelişmektedir. Dentin tübüllerinin pulpa sınırında ortalama 2,5 mikron çapa, periferde yani mine-sement sınırında ise ortalama 0,9 mikron çapa sahip oldukları bilinmektedir. Oral florada bulunan bakterilerin bir çoğunun çapı ise 0,2 - 0,7 mikron arasındadır. Bundan dolayı bakteriler, sementin veya minenin zarar gördüğü noktalardan dentin tübüllerine rahatlıkla girip, çoğalabilmektedirler. Fakat tüm dentin ekspozisyonları pulpa iltihabı ile sonuçlanmamaktadır. Bakterilerin dentin tübüllerindeki hareketi odontoblastik uzantılar, dentin sıvısı, mineralize kristaller, immünglobinler gibi tübüllerde bulunan çeşitli makromoleküllerin yardımı ile kısıtlanmaktadır. Ayrıca çürük lezyonlarının altında dentinal skleroz ve tersiyel dentin yapımı sonucu, intratübüler alanda fibrinojenin depozisyonu ile de bakteri geçişi kısıtlanmakta hatta engellenebilmektedir. Vital dişlerde dentin sıvısı içerisinde bulunan kompleman sistem komponentleri ve antijenler de bakteri invazyonuna karşı pulpayı korumaktadır. Dentin tübülleri içerisinde bulunan bu komponentler sayesinde dentin geçirgenliği azalmakta, bakterilerin invazyonu engellenmektedir. Fakat nekrotik dişlerde, odotonblastik uzantıların çözünmesiyle ortaya çıkan boş dentin kanalları (*dead tracts*) bakterilerin pulpaya ulaşmasında büyük önem taşımaktadırlar [16].

Bakterilerin pulpaya ulaşmalarındaki bir diğer yol ise, kan veya lenf ile inflamasyon bölgesine gelen bakterilerin burada tutunmasıyla tanımlanan *anachoresis*'dir. Anachoresis'in özellikle travmaya uğramış yani damarlanması bozulmuş dişlerin enfekte olmasıyla bir ilgisi olduğu düşünülmektedir.

İltihabın ilerlemesi ve geri dönüşülemez bir patogenezin başlamasıyla, pulpa yavaş yavaş canlılığını yitirmekte ve nekroz görülmektedir. Nekrotik pulpa iltihabına *primer intraradiküler enfeksiyon* denir. Primer pulpa enfeksiyonları anaerobik bakteriler baskın olmak üzere birçok bakteri çeşidinin birarada olduğu enfeksiyonlardır. Moleküler çalışmalar, her bir enfekte kök kanalında 10 ila 20 arasında bakteri türü olduğunu göstermektedir. Ayrıca kanalda bulunan bakteri sayısının periapikal lezyonun boyutlarıyla da doğru orantılı olduğu bildirilmiştir [18]. Primer endodontik enfeksiyonlarda sıklıkla izole edilen bakteriler bazı gram-negatif (*Fusobakterium*, *Dialister*, *Porphyromonas*, *Prevotella*, *Tannerella*, *Treponema*, *Camphylobacter*, *Veillonella*) ve gram pozitif (*Parvimonas*, *Filifactor*, *Pseudoramibacter*, *Olsenella*, *Actinomyces*, *Peptostreptococcus*, *Streptococcus*, *Propionibacterium*, *Eubacterium*) bakterilerdir. Bu bakteriler anastomozlar ve yan kanallar dahil enfekte kök kanal sisteminin her yerinde bulunmaktadırlar. Bu bakterilerin dentin tübüllerinin 300 µ derinliklerine kadar ilerledikleri bildirilmiştir [19]. Bundan dolayı kök kanalına kolonize olmuş bakteri ve bu bakterilerin antijenik/biyolojik ürünlerinin nötralize edilmesi, endodontik enfeksiyonun giderilmesindeki en önemli basamaktır [15]. Kanalların şekillendirilmesi ve irigasyondaki amaç da tüm nekrotik ve vital organik dokunun bir miktar sert doku ile beraber kök kanalından uzaklaştırılması, dolayısıyla bakteri ve bakteri ürünlerinin eliminasyonudur [2].



Resim 1: Dentin tübüllerine penetre olmuş bakteriler [20]

Mekanik temizleme ve antimikrobiyal bir irigasyon ajanı ile yapılan çalışmalarda bakteri sayısında azalma olduğu birçok araştırmada belirtilmiştir. Siquera ve ark. [18] yaptıkları çalışmada *Enterococcus faecalis* ile inoküle edilen kanallarda üç farklı şekillendirme tekniğini bakteri sayısındaki azalma açısından karşılaştırmıştır. 1. grup Nitiflex eğeler ile 40 numaraya kadar, 2. grup GT eğeler ile apikalde 0.12 konisiteye kadar, 3. grup 0.06 Profile Series 29 eğeler ile apikalde 0.279 konisiteye kadar şekillendirilmiştir. Kanalların şekillendirilmesi sırasında 0.85% steril salin solüsyonu kullanılmıştır. Antibakteriyel bir irigasyon solüsyon kullanılmadığı için bakteri sayısındaki azalma tamamiyle şekillendirmeye ve irigasyonun mekanik etkisine bağlanmıştır. 1. grupta 30 no. ege ile 98.17%, 35 no. ege ile 99.5%, 40 no. ege ile 99.57% oranında bakteri sayısında azalma gözlemlenmiştir. Profile ile 97.26%, GT eğeler ile 94.17% oranında azalma belirtilmiştir. Sonuç olarak kanallar genişletildikçe kök kanalındaki bakteri sayısında azalmanın okadar fazla olduğu gözlenmiştir.

Clark ve ark. [21] yaptıkları çalışmada 0.02 konisiteye sahip K tipi eğeler ve 0.04 konisiteye sahip nikel-titanyum eğeler ile yapılan şekillendirmelerde, bakteri sayısındaki azalmayı karşılaştırmıştır. Her iki ege tipinde de

şekillendirmeden önce (S1) kültürler alınmıştır. Kanalların şekillendirmesinde kullanılan son 3 ege arasında da (S2,S3,S4) kültürler alınmış ve karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre, bakteriyel örneklerin ortalaması alındığında S1 sonuçları S2, S3, S4 sonuçlarına göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. S2 ve S3 sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunmamış, fakat S2-S4 ve S3-S4 sonuçları arasında anlamlı derecede fark bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, el egesi veya nikel-titanyum döner alet sistemi farketmeksizin, kanallarda en fazla genişliğe sahip olduğunda bakteri sayısının minimuma indiği görülmektedir. Bakteri eliminasyonu açısından benzer sonuçlar alınmasına rağmen, nikel titanyumdöner alet sistemlerinin çalışma kolaylığı, prosedürel hata riskinin az olması ve çalışma süresinin kısılması gibi sağladıkları avantajlardan dolayı günümüzde daha tercih edilir olmaları kaçınılmazdır.

Kök kanal tedavisinde şekillendirmenin temel basamak olmasıyla beraber, pulpa boşluğunun komplike anatomik yapısından ötürü efektif bir şekillendirmeye rağmen kanalların en az 35%'lik kısmının şekillendirilemediği görülmüştür [22]. Bundan dolayı irigasyon endodontik tedavinin çok önemli bir basamağıdır ve mekanik temizlemenin yani kök kanalının şekillendirilmesinin mutlaka antimikrobiyal bir irigasyon ajanı ile desteklenmesi gerekmektedir. İrigasyon, kök kanalındaki yumuşak dokunun ve bakterilerin uzaklaştırılmasının yanısıra, şekillendirme sırasında oluşan debrisin uzaklaştırılmasında ve lübrikasyon sağlamada da önemli bir yere sahiptir. Bundan dolayı ideal bir irigasyon solüsyonu, endodontik biofilmdeki patojenlere etkili olması açısından geniş spektrumlu olmalı, endotoksinleri inaktive etmeli, organik pulpa dokusunu çözmeli, smear tabakasının oluşmasını engellemeli veya oluşan smear tabakasını çözmeli, kostik ve allerjik etkileri minimum olmalıdır. Günümüzde bu özelliklere sahip tek bir irigasyon ajanı bulunmamakla beraber birkaç irigasyon ajanının kombine kullanımı yapılabilmektedir.

2.3. Apikal Şekillendirmenin Önemi

Apikal şekillendirme yapılmasındaki asıl amaç, kullanılan kanal yıkama solüsyonlarının apikal bölgeye ulaşabilmesi ve apikal bölgede dezenfeksiyonun sağlanmasıdır [23]. Bundan dolayı apikal şekillendirmenin ne kadar yapılmasıyla ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Senia ve ark. [24] yaptıkları çalışmada rutin olarak kullanılan 0.02 konsantrasyona sahip 30 no. eğeler ile yapılan apikal şekillendirmede, sodyum hipokloritin apikal bölgeye penetrasyonunun minimum olduğunu bildirmiştir.

Grossman ve ark. [25], apikal şekillendirmenin, apikale sıkışan ilk eğenin 3 numara üstüne kadar genişletmenin yeterli olduğunu önermiştir. Bu noktada apikale sıkışan ilk eğenin doğru bir şekilde saptanması büyük önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalarda kuronal genişletmenin yapılmasından sonra apikale sıkışan ilk eğenin değiştiği, daha büyük numara eğenin sıkıştığı gözlenmiştir [26]. Bundan dolayı kuronal şekillendirme yapılmadan apikale sıkışan ilk eğenin hesaplanması ve şekillendirmenin bu eğeye göre yapılması, apikalde yetersiz şekillendirme yapılmasıyla ve enfeksiyonun elimine edilememesiyle sonuçlanacaktır.

Card ve ark. [27] yaptıkları çalışmada kök kanallarındaki bakteri sayısındaki azalmanın apikal çapın genişliği ile olan bağlantısına bakmıştır. Dişlerden şekillendirilmeye başlamadan önce (S1), Profile 0.04 taper Series 29 ile şekillendirme yapıldıktan sonra (S2) ve Lightspeed eğeler ile apikal şekillendirme yapıldıktan sonra (S3) bakteriyel örnekler alınmıştır. Kanal genişliğine göre örnekler #6 (0.360), #7 (0.465) ve #8 (0.599) Profile eğeler ile genişletilmiştir. Apikal şekillendirme ise 65, 70, 80, 90 numaralı Lightspeed eğeler ile tamamlanmıştır. S2 - S3 örnekleri arasında anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte, S1 - S2 ve S1 - S3 örnekleri arasında bakteri sayısındaki azalmada anlamlı derecede fark bulunmuş, Lightspeed eğeler ile apikal şekillendirme yapılan dişlerde en az bakteri sayısı tespit edilmiştir.

Coldero ve ark. [28] yaptıkları çalışmada, *E. Faecalis* ile enfekte edilmiş dişlerde, apikal şekillendirmenin bakteri sayısında azalmadaki etkisini

incelenmiştir. 1. grupta, 35 no. 0.04 konisiteye sahip ProFile eğeler ve 20 no. 0.10 konisiteye sahip GT eğeler ile apikal şekillendirme tamamlanmıştır. 2. grupta ise 35 no. 0.04 konisiteye sahip ProFile eğe ile çalışma uzunluğunun 1 mm. gerisine kadar şekillendirme yapılmış, 20 no. 0.10 konisiteli GT eğeler ile de çalışma uzunluğunda şekillendirme tamamlanmıştır. İki grupta da yıkama solüsyonu olarak sodyum hipoklorit ve EDTA kullanılmıştır. Apikal şekillendirmenin yapıldığı dişlerin 94%'ünde , yapılmadığı dişlerin 81%'inde bakteri bulunmamıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır fakat apikal şekillendirmenin yapılması ile başarı yüzdesinin arttığı görülmüştür.

Khademi ve ark [29] yaptıkları çalışmada 30 no. ve 35 no. 0.06 konisiteye sahip eğeler ile apikal şekillendirmenin yapıldığı dişlerde debris ve smear tabakasının başarıyla uzaklaştırıldığını bildirmiştir. Sonuçlar arasında anlamlı bir fark görülmediği için apikal şekillendirmenin 0.06 konisiteye sahip, 30 no. eğe ile yapılmasının yeterli olduğunu bildirmiştir. Araştırmacı, konisitenin solüsyonun apikale penetrasyonundaki önemini vurgulamış fakat apikal şekillendirmenin genişletilmesiyle özellikle dar ve eğimli kanallarda meydana gelebilecek perforasyon, basamak ve transportasyon riskine de dikkat çekmiştir.

2.4. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğelerin Tarihsel Gelişimi

Tarihteki ilk kanal eğesi 18. yüzyılda Edward Maynard tarafından, yuvarlak bir tele çentikler atılarak kullanılmıştır ve kök pulpası ekstirpe edilmiştir. 19. yüzyıl ortalarında kök kanallarının broach eğeler ile genişletilmesi ve kanallara muntazam bir şeklin verilmesi konsepti ortaya çıkmıştır. 1885 yılında gates glidden eğelerin kullanılmaya başlanmasıyla, el eğeleri ile şekillendirmenin motor yardımı ile kullanılan bir eğe sistemiyle desteklenmesi görüşü ortaya çıkmıştır.

2.4.1. Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi

Tarihte kök kanal pulpasının çıkarılmasında endodontik motorların kullanılması fikri ilk defa Oltramare tarafından sunulmuştur. Bu fikir, dental özel bir başlığa yerleştirilen üçgen kesite sahip ince iğnelerin apikale kadar pasif bir

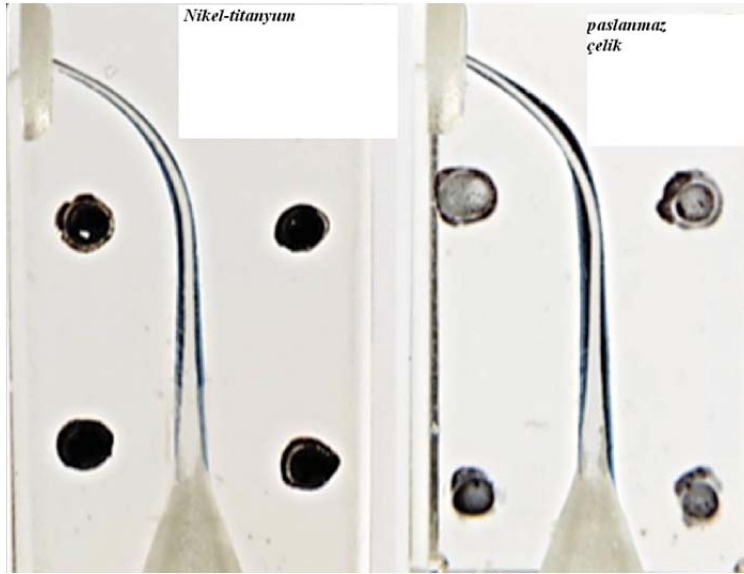
şekilde yerleştirilmesini takiben, motorun çalıştırılması ve rotasyon hareketinin başlaması şeklinde tanımlanmıştır. Alet kırılmasının önlenmesi için sadece çok ince iğnelerin kullanılması öngörülmüştür. Bunu takiben 1889 yılında, William H. Rollins ilk defa kök kanal preparasyonunun tamamlanabilmesi için 100 rpm hız ve 360° rotasyon hareketi ile çalışan endodontik bir motor geliştirmiştir. 1928 yılında Avustralyalı şirket W&H (Bürmoos) endodontik motor konseptini geliştirmiş, rotasyonel ve vertikal hareketin kombine edildiği bir sistem piyasaya sunmuştur. 1964 yılında ise, vertikal hareket ve 90° resiprokal hareket yapan Giromatic (MicroMega, Besançon, Fransa) özellikle Avrupa'da çok popüler olmuştur. Ancak bu motorlar ile çalışılırken, yalnızca hız ayarı yapılabiliyor, eğinin vertikal yönde uyguladığı kuvvet manuel olarak kontrol ediliyordu.

Canal Finder sistemi (S.E.T, Gröbenzell, Almanya) ile endodontik tedavide ilk defa kısmi elastikiyetin sağlandığı bir hareket sunulmuştur. Bu sistem ile eğinin vertikal yöndeki hareketinin şiddeti, hıza ve aletin kanalda karşılaştığı dirence bağlı tutulmuş, dirençle karşılaşıldığında 90° rotasyonel hareketin devreye girdiği bir sistem sunulmuştur. Canal Finder ile ilk defa kanal anatomisinin ve kök kanal çapının şekillendirme tekniği üzerindeki etkisi dikkate alınmıştır. Daha sonra piyasaya sunulan, lateral osilasyon hareketi ile çalışan Excalibur (W&H, Bürmoos, Avustralya) ve yukarı yönde eğeleme hareketi ile çalışan Endoplaner (Microna, Spreitenbach, İsviçre) modifiye hareket ile çalışan sistemlere örnek olmuşlardır [30].

Geliştirilen endodontik motor sistemleri ile beraber, bu motorlarla kullanılması amacıyla üretilen paslanmaz çelik eğeler, uzun yıllar kullanılmıştır. Ancak 1988 yılında Walia'nın [7] nikel titanyum alaşımın kanal el eğelerinde kullanılmasını öneren ilk çalışmasıyla, nikel titanyum alaşım ortodontiden sonra endodonti dünyasına da girmiştir. Walia'nın önderliğinde nikel-titanyum üzerinde yapılan çalışmalar neticesinde, paslanmaz çelik eğeler popülaritesini kaybetmiş, 1990'lı yıllarda endodontide döner aletlerle kullanılmak üzere sunulan nikel-titanyum eğeler piyasaya çıkmaya başlamıştır.

Uzun yıllar kullanılan paslanmaz çelik eğelerin döner aletlerle

kullanımlarının terk edilmesindeki en önemli etken, bu alaşımdan yapılan eğelerin düşük esneklik özelliğine sahip olmalarıdır. Paslanmaz çelik eğelerin özellikle kalınlıklarının artmasıyla esnekliklerinin azalması, şekillendirme sırasında meydana gelebilecek komplikasyonlar açısından çok önemli bir etkidir. Özellikle kurvatürlü kanallarda, paslanmaz çelik eğelerin orjinal şekline dönme eğilimi sonucu, kurvatürün dış tarafından iç tarafına oranla daha fazla dentin kaldırılacaktır. Bunun sonucunda ise kök kanalında düzleşme meydana gelecektir. Nikel-titanyumdan üretilen eğeler ise süper elastisite özelliğine sahip olmalarından dolayı kanalın orjinal aksından sapma görülmemekte veya minimum düzeyde görülmektedir [2].

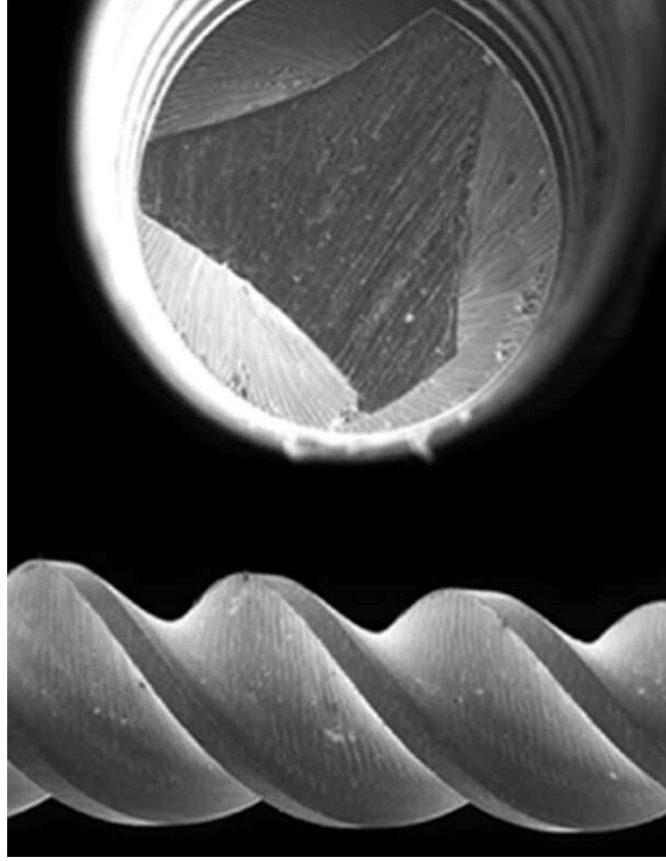


Resim 2: Süperelastik Ni-Ti ege kanalın orjinal aksını takip ederken, düşük esneklik özelliğine sahip paslanmaz çelik ege kanalın kurvatürdeki etkisi.[31]

Nikel titanyumun döner alet sistemlerinde kullanılmaya başlanmasıyla, eğelerin metal özelliklerine bağlı gelişen komplikasyonlar da azalmıştır. Fakat eğelerin kesme özelliklerinin geliştirilirken, kırılmaya karşı dirençlerinin artırılması için bu sistemler her geçen gün geliştirilmektedir. Hem eğe dizaynlarında hem de alaşım özelliklerinde geliştirilen yenilikler ile birçok çeşit döner alet sistemi piyasaya sunulmuş, farklı jenerasyonlar ortaya çıkmıştır. Bu çeşitlilik içerisinde her sistemin kendi içinde avantajlara ve dezavantajlara sahip oldukları gözönünde bulundurulmalıdır [32].

2.4.1.1. Birinci Nesil Döner Alet Sistemleri

İlk 0.02 konisiteye sahip nikel-titanyum döner alet sistemi 1992 yılında Dr. McSpadden tarafından dizayn edilmiştir. Dr. Johnson ise 0.02 konisite geleneğini kıran ilk araştırmacıdır ve 1994 yılında ProFile 0.04 serisini geliştirmiştir. Hemen ardından ProFile 0.06 , 'Orifice Shaper' lar , LightSpeed, GT ve Quantec eğeler piyasaya sunulmuştur. Tüm 1. nesil nikel-titanyum döner alet sistemleri pasif kesici radyal alan, aletin çalışan kısmı boyunca sabit konisite ve preparasyonun tamamlanabilmesi için fazla sayıda alet özelliklerine sahiptir. 1990'ların sonunda yeni nesil eğeler piyasaya sunulmuştur.

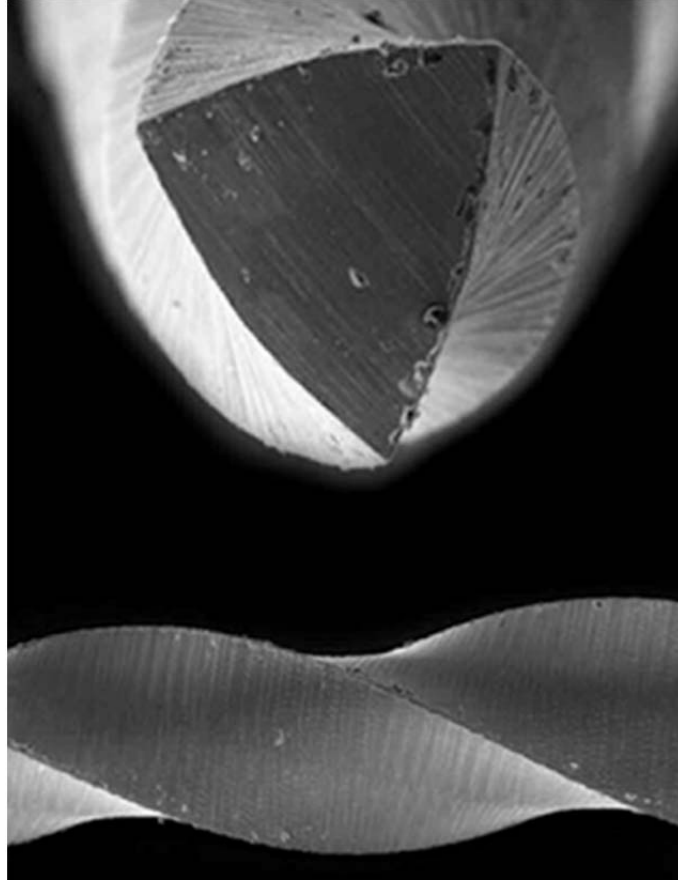


Resim 3: Pasif, kesici radyal alana sahip bir eğenin lateral ve kesitinin SEM görüntüsü [33]

2.4.1.2. İkinci Nesil Döner Alet Sistemleri

2001 yılında piyasaya sunulan 2. nesil eğelerin en önemli farkları radyal alan olmaksızın aktif kesici kenarlara sahip olmaları ve alet sayısındaki azalmadır. Birinci nesil eğelerde nötral veya negatif rake açısı kullanılırken, 2. nesil eğelerde pozitif rake açısına geçiş yapılmıştır. Bu değişim sayesinde eğelerin kesme etkinliği artırılmıştır. Ayrıca eğenin uzun ekseni ile kesici bıçaklar arasındaki açının azaltılmasıyla eğelerin vidalanma riski azaltılmıştır. Bu grup eğelere, vidalanma etkisinin ortadan kaldırılması amacıyla ilk defa aynı eğe üzerinde farklı konisitelelerin kullanıldığı Protaper (Densply Tulsa) serisi örnek verilebilir. Vidalanma etkisine karşı, Protaper sistemini takiben sabit konisite fakat değişen kontak noktalarına sahip BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) ve EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, USA) sistemleri piyasaya sunulmuştur. BioRace sistemi,

farklı olarak yüzey defektlerinin azaltılması amacıyla ‘elektrocilalama’ uygulanmış bir sistemdir. Bu dönemde araştırıcılar döner alet sistemlerinde eğelerin kırılma riskleri üzerinde durmuş ve eğeler üzerindeki defektlerin kırılma açısından çok önemli olduğunu vurgulamışlardır. Bundan dolayı eğelerin yüzey özelliklerinin geliştirilmesi için ‘elektrocilalama’ ve ‘iyon implantasyonu’ gibi işlemler üzerinde çalışmalar yapılmıştır [34].



Resim 4: Keskin kesici uça sahip bir eğenin lateral ve kesitinin SEM görüntüsü [33]

2.4.1.3. Üçüncü Nesil Döner Alet Sistemleri

3. nesil eğelerin en önemli farkları nikel titanyum metalürjisindeki gelişmelerden kaynaklanmaktadır. Isıtma-soğutma gibi çeşitli termal işlemlerden geçirilen NiTi alaşımların özellikle yorgunluk dayanımlarının artırılmasına yönelik çalışmalar yapılmıştır.

2007 yılında nikel-titanyumun termal işlemlerden geçirilmesiyle elde edilen M-teli (SportsWire, Langley, OK) teknolojisi Densply tarafından piyasaya sunulmuştur. ProFile GT Series X, Profile Vortex ve Vortex Blue eğeler bu alaşımdan üretilen eğelere örneklerdir.

2008 yılında SybronEndo, reamer ve K-tipi eğelerin yapımında kullanılan burma hareketine benzer, plastik deformasyon ile elde edilen NiTi eğeleri piyasaya sunmuştur. Metal R-fazında iken, burma hareketinin uygulanmasıyla üretilen K3 eğeler ve Twisted File döner alet sistemleri bu eğelere örneklerdir.

2010 yılında ise CM-teli (Coltene- Whaledent, Allstetten, Switzerland) NiTi alaşımın termomekanik işlemlerden geçirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır. Piyasada bulunan birçok NiTi döner alet ağırlık olarak 54,5-57% oranında nikel içerirken, CM alaşımlarda nikel oranı 52%'dir. Bu alaşımdan yapılan eğelerin esneklik özellikleri çok başarılı iken diğer NiTi eğelerde olan şekil hafızası özellikleri yoktur. Hyflex ve TYPHOON CM eğeler bu alaşımdan yapılan eğelere örneklerdir.

2.4.1.4. Dördüncü Nesil Döner Alet Sistemleri

Piyasadaki birçok kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan NiTi eğeler devamlı rotasyon hareketi sağlayan motorlar ile kullanılmaktadır. Fakat tekrarlayan ileri-geri hareket olarak tanımlanan resiprokal hareket de 1958 yılından beri paslanmaz çelik eğelerle birlikte kullanılmıştır. İlk resiprokal hareket sunan motorlar 90° saat yönüne ve 90° saat yönünün tersine bir hareket yapmaktadırlar. Zamanla bu açı daralmış ve 30° saat yönüne 30° saat yönünün tersine resiprokal hareket yapan M4 (SybronEndo), Endo-EZE AET

(Ultradent), Endo-Express (Essential Dental Systems) sistemler piyasaya sunulmuştur.

2007 yılında Yared [14] tarafından yapılan çalışmada ilk defa 25 no. 0.08 konisiteli tek bir eğe ile kanal şekillendirilmesinin tamamlanması incelenmiştir. Kanal boyunun 0.8 no. paslanmaz çelik bir eğe ile belirlenmesinden sonra, kanal şekillendirmesi sadece F2 Protaper eğe ile tamamlanmıştır. Yared, bu çalışmada döner alet sistemlerinin daha basite indirgenebilmesi için tek bir eğe ile şekillendirme yaparken, seçtiği hareket biçimi resiprokal hareket olmuştur.

Resiprokal hareket, 1985 yılında Roane [35] tarafından özellikle kurvatürlü kanalların şekillendirilmesinde etkin ve güvenilir bir şekillendirme yöntemi olarak tanımlanan, ‘dengeli-kuvvet’ yönteminin bir modifikasyonudur. Resiprokal hareket, her hareketin karşıt ve eşit bir reaksiyonu olduğu ilkesine dayanmaktadır. Özellikle kurvatür bölgesinde, kanal aleti dentin duvarlarına ve dentin duvarları da kanal aleti üzerine kuvvet uygulamaktadır. Bu kuvvetler şekillendirme sırasında dengede olduğu sürece, kök kanal aksında bir sapma olmadan şekillendirme tamamlanmaktadır. Fakat özellikle eğimli ve dar kanalların şekillendirilmesi sırasında, eğe üzerinde aşırı stresler oluşmaktadır. Bu stresi azaltmak için resiprokal harekete başvurulmuş; saat yönünde ve saat yönünün tersinde hareket birarada kullanılmıştır. Resiprokal hareket ile eğe üzerinde oluşan baskı ve gerilim kuvvetlerinin azaldığı, bununla alakalı olarak alet yorgunluğuna bağlı ortaya çıkan eğe kırılmalarının da azaldığı bildirilmiştir [36].

De-Deus ve ark. [37] 2010 yılında yaptıkları çalışmada Protaper F2 eğenin rotasyon hareketi ve resiprokal hareket ile kullanıldığındaki ömrünü araştırmıştır. Çalışmada 250 rpm ve 400 rpm hızla rotasyon hareketi ile resiprokal hareket sonucu ortaya çıkan alet yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Alet kırılması 400 rpm’de 120 siklusta meydana gelirken, 250 rpm’de 160 siklusta meydana gelmiştir. En iyi sonuç ise resiprokal hareket ile alınmış ve bir eğe ile 630 siklus tamamlanabilmiştir. Bu araştırma ile, rotasyon hızının artmasıyla alet ömrünün kısaldığı, rotasyon yerine resiprokal hareket

kullanıldığında ise alet ömrünün uzadığı sonucuna varılmıştır. Siklik yorgunluk dayanımının resiprokal hareket ile artmasından ve şekillendirme sırasında kanalda oluşabilecek komplikasyon riskinin azalmasından dolayı, resiprokal hareket rotasyonel harekete karşı güçlü bir alternatif olmuştur [38].

Nikel titanyum eğelerin resiprokasyon hareketi ile birlikte tek ege olarak şekillendirmede kullanılması fikrinden sonra piyasaya WaveOne (Densply Maillefer) ve Reciproc (VDW, Munich, Germany) eğeleri sunulmuştur. Her iki sistem de kendi motoruyla ve kendi programlarıyla (RECIPROC ALL ve WAVEONE ALL) resiprokasyon yapmaktadırlar. Bu eğelerin bir diğer özellikle ise nikel titanyum alaşım yerine M-teli denilen bir teknoloji ile üretilmeleridir.

4. nesil eğelerin içinde dizaynı ile dikkat çeken SAF ‘self-adjusting file’ (ReDent-Nova,Raanana, Israel) şekillendirme sistemi de bulunmaktadır. İnce bir metal ile çevrili içi boş bir egeden oluşan bu sistemde, üretici firma SAF eğenin kanala yerleştirilmesiyle eğenin kanalın şeklini aldığını iddia etmektedir. Kanal yolu açıklığının 20 no. K tipi bir ege ile sağlanmasından sonra SAF ege ile şekillendirmeye geçilebilmektedir. Resiprokal hareket ile çalışan bu sistemde, şekillendirme süresince eşzamanlı olarak irigasyonun da yapılabiliyor olması büyük bir avantajdır. Eğimli kanallarda neredeyse hiç transportasyona sebep olmadan kemomekanik şekillendirmenin gerçekleştirilebildiği iddia edilen bu sistemle ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır [39][40].



Resim 5: SAF sistemi [41]

2.4.1.5. Beşinci Nesil Döner Alet Sistemleri

Bu jenerasyondaki eğeler kütle merkezi ve/veya rotasyon merkezi dengelenecek şekilde dizayn edilmişlerdir. Bu özelliğe sahip eğeler, rotasyon yaparken eğenin tüm aktif çalışan uzunluğu boyunca gezen bir hareket dalgası oluşturmaktadır. Bu sayede eğe ile dentinin birbirine engaje olma riski minimale indirilirken, dentin talaşları ve debrisin dentin kanallarına itilmesinin aksine kanal dışına atılması sağlanmıştır. Bu jenerasyona giren eğelere örnek Revo-S , OneShape (Micro Mega, Basençon, France) ve Protaper Next (PTN; Densply Tulsa Dental Specialties/ Densply Maillefer) verilebilmektedir [2].

ProtaperNext sistemi X1 (17/0.04), X2 (25/0.06), X3 (30/ 0.07), X4 (40/0.06) ve X5 (50/0.06) olmak üzere 5 adet eğeden oluşmaktadır. Eğelerde belirtilen konisiteler, eğenin uç kısmına ait olup, eğelerin aktif uzunlukları boyunca değişken konisite görülmektedir.

Revo-S nikel-titanyum döner alet sistemi SC1 (25/0.06), SC2 (25/0.04) ve ‘universal shaper’ olarak adlandırılan (25/0.06) üç eğeden oluşmaktadır. Eğelerin

asimetrik kesitleri sayesinde eğe üzerindeki torsiyonel kuvvetler azaltılmış ve kanal yolu boyunca ‘yılan gibi’ kıvrılarak ilerlemesi sağlanmıştır [42].

Piyasaya yeni sunulan bir diğer sistem OneShape, şekillendirmenin bir adet eğe ile tamamlandığı ve rotasyonel hareket ile çalışılan şekillendirme sistemine günümüzde tek örnektir. 5. nesildeki tüm döner alet sistemlerinde olduğu gibi değişken kesite sahip bu eğeler, çalışmamızda kullanıldığı için ‘alışmada kullanılan eğeler’ bölümünde detaylı bir şekilde anlatılmıştır.

2.5. Yeni Nesil Endodontik Eğelerde Kullanılan Metal Alaşımlar

2.5.1. Nikel – Titanyum

Kanal eğelerinde kullanılan nikel-titanyum alaşımlar yaklaşık olarak 56% nikel, 44% titanyumdan oluşmaktadır. Bazı alaşımlarda, 2% oranından daha az bir miktarda nikel, kobalt ile yer değiştirmiştir. Nikel-titanyum alaşımların en önemli özellikleri şekil hafızasına ve sperelastisiteye sahip olmalarındır [7].

Nikel-titanyum alaşımların kristal yapısı yüksek ısılarda (100 C) stabildir. Bu yapıdaki haline ‘*stenit faz*’ denir. Isı düşürüldüğünde kristal yapıda değişiklikler meydana gelir ve ‘*martensit faz*’a geçiş olur. Aynı reaksiyon stres altında da meydana gelmektedir. Yani bir kanal eğesini düşünecek olursak, şekillendirme sırasında stres altına giren eğe martensit faza girer. Eğe kanaldan çıkarıldığında orjinal şekline geri döner, stres ortadan kalkar ve tekrar östenit faza geçilir [43][44]. Bu zellik ‘*şekil hafızası*’ olarak adlandırılır.

Nikel-titanyum döner alet sistemler, paslanmaz elik eğeler ile karşılaştırıldıklarında şekil hafızası özelliklerinin yanısıra birçok avantaja sahiplerdir. Kanalın orjinal şeklinin ve kurvatürünün korunmasındaki başarı, prosedürel hata riskinin azalması, tedavi süresinin kısılması ve kök kanal dolumu için ideal konisiteye sahip bir şeklin oluşturulmasındaki avantajları, nikel-titanyum döner alet sistemlerini, paslanmaz elik eğelere kıyasla daha tercih edilir kılmaktadır [45].

Schafer ve ark. [46] yaptıkları çalışmada NiTi FlexMaster eğeler ve

paslanmaz çelik el aletleri ile şekillendirilen dişlerde kanal kurvatüründe meydana gelen düzleşme miktarını incelemiştir. FlexMaster eğeler ile kurvatür şeklinin korunduğu ayrıca çalışma süresinin el eğelerine göre çok daha kısa olduğu sonucuna varılmıştır.

Esposito [47] yaptığı çalışmada paslanmaz çelik el eğeleri, nikel titanyum el eğeleri ve nikel titanyum döner alet sistemleri ile yapılan kanal şekillendirmeleri sonucunda, kanal kurvatürünün şeklinin korunduğunu fakat paslanmaz çelik eğeler ile şekillendirmenin yapıldığı grupta ege numarası büyüdükçe orjinal kanal yolundan sapmalar meydana geldiğini bildirmişlerdir. Paslanmaz çelik el eğesi grubu ile nikel titanyum ege grupları arasındaki fark en fazla 30 numaradan büyük eğelerde görüldüğü, 35, 40 ve 45 no paslanmaz çelik eğelerde görülen kanal yolundan sapma miktarının nikel titanyum eğelere göre anlamlı derecede yüksek olduğu da bildirilmiştir.

Nikel titanyum eğelerin sağladığı birçok avantajın yanısıra dezavantajları da vardır. Bunların başında alet kırılması gelmektedir. Paslanmaz çelik eğeler üzerinde kırılmadan hemen önce oluşan deformasyon gözle tespit edilebilir olmakla beraber nikel titanyum eğelerde bu deformasyon bariz bir şekilde görülemeyebilmektedir. Bundan dolayı genel olarak nikel titanyum eğelerin kırılma riskinin paslanmaz çelik eğelere oranla daha yüksek olduğu düşünülmektedir [48]. Oysaki yapılan araştırmalarda bu oranın düşülen kadar yüksek olmadığı görülmüştür [49]. Nikel titanyum eğelerin süperelastik özellikleri sayesinde, paslanmaz çelik eğelerin plastik deformasyona uğradığı stresler, nikel titanyum eğelerin elastik limitleri içerisinde kalabilmekte, böylece özellikle eğimli kanalların şekillendirilmesinde daha başarılı sonuçlar alınabilmektedir [50][51].

Alet kırılmasının genellikle yanlış kullanım veya aşırı kullanım sonucu ortaya çıkan alet yorgunluğu sonucu olduğu bildirilmiştir. Alet yorgunluğu tekrarlayan gerilme-sıkışma-makaslama stresleri sonucu olduğu gibi yıpranma, korozyon, termal ekspansiyon ve kompresyon sonucu alet üzerinde oluşan değişiklikler nedeniyle de ortaya çıkabilmektedir. Bu stresler en fazla kanal kurvatüründe oluşmaktadır.Yapılan laboratuar ve klinik çalışmalarda kanal

kurvatürünün derecesinin ve yarıçapının da, döner alet eğelerinin ömründe önemli faktörler olduğu görülmüştür [52].

2.5.2. M-teli

Nikel titanyum alaşımın çeşitli ısı işlemlerinden geçirilmesiyle elde edilen M-teli, 2007 yılında Densply tarafından piyasaya sunulmuştur. ProFile GT Series X, Profile Vortex, Vortex Blue ve WaveOne döner alet sistemleri bu teknoloji ile üretilmiş sistemlerdir. Bu alaşım ile aletin esnekliğinin arttığı ve siklik yorgunluk dayanımının geliştirildiği bildirilmiştir [53][54][55][56][57][58][59]

Solaiman ve ark. [57] 2010 yılında yaptıkları çalışmada, M-telinden üretilen ProFile GT Series X eğeleri ile, geleneksel süper elastik nikel-titanyumdan üretilen GT ve ProFile eğeleri siklik yorgunluk açısından karşılaştırmıştır. Seçilen eğelerin kesitlerinin ve konikliklerinin benzer olması sayesinde tek değişkenin eğelerin alaşımları olması sağlanmıştır. Sonuçlara göre M-telinden üretilen ProFile GT Series X eğelerin siklik yorgunluk dayanımları, GT ve ProFile eğelere göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha üstün çıkmıştır.

2.5.3. R- faz

2008 yılında SybronEndo tarafından piyasaya sunulan Twisted File eğeler, nikel-titanyumun R-fazından üretilmiş ilk eğelerdir. R-faz, çok dar bir ısı aralığında martensit fazdan östenit faza geçerken oluşan ara bir fazdır [60].

2011 yılında SybronEndo, K3 döner alet sistemini yenileyip K3XF adı altında piyasaya sunmuştur. Bu iki sistemdeki tek fark K3 sisteminin klasik nikel-titanyum alaşımdan üretilirken, K3XF sisteminin ısı işleminden geçirilmesi ve nikel titanyumun R fazından elde edilmesidir. Shen ve ark. [61] yaptıkları çalışmada, üretildikleri alaşım hariç tüm özellikleri aynı olan K3 ve K3XF eğelerini mekanik özellikleri açısından karşılaştırmıştır. Sonuçlara göre R-fazından üretilen K3XF eğelerinin daha esnek ve siklik yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur [53] [62].

2009 yılında Gergi ve ark. [63] yaptıkları çalışmada Twisted File, Pathfile-Protaper ve el eğeleri ile şekillendirme yapılan dişlerde, kanalda oluşan transportasyon miktarını bilgisayarlı tomografi ile değerlendirmişlerdir. Twisted File grubu, Protaper grubundan daha başarılı, el eğesi ile şekillendirilen gruptan ise anlamlı derecede daha başarılı bulunmuştur. Protaper - Pathfile grubunda görülen transportasyona eğilim, yapılan diğer çalışmalarla da benzerlik göstermektedir [64][65][66][67]. Protaper - PathFile grubunda görülen transportasyon ve kanal merkezinden sapmanın, Protaper eğelerindeki değişken konisiteye ve kesici özelliği yüksek kenarlara sahip olmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Twisted File grubunda daha az miktarda transportasyona rastlanması ise, R-fazından üretilen bu eğelerin esneklik özelliklerinin daha üstün olmasına bağlanmıştır.

Bir başka önemli özellik ise nikel titanyumun R fazına geçildiğinde eğelerde aşındırma yapılamamasıdır. Bundan dolayı R fazından elde edilen eğeler burulma hareketi ile üretilmektedir. Aşındırma sonucu metal yapısında moleküler düzeyde zayıflama ve metal yüzeyinde mikro çatlaklar oluştuğu ve bunların sonucu alet kırılma riskinin arttığı fakat burulma işleminde metal yapısının optimal seviyede tutulduğu iddia edilmektedir.

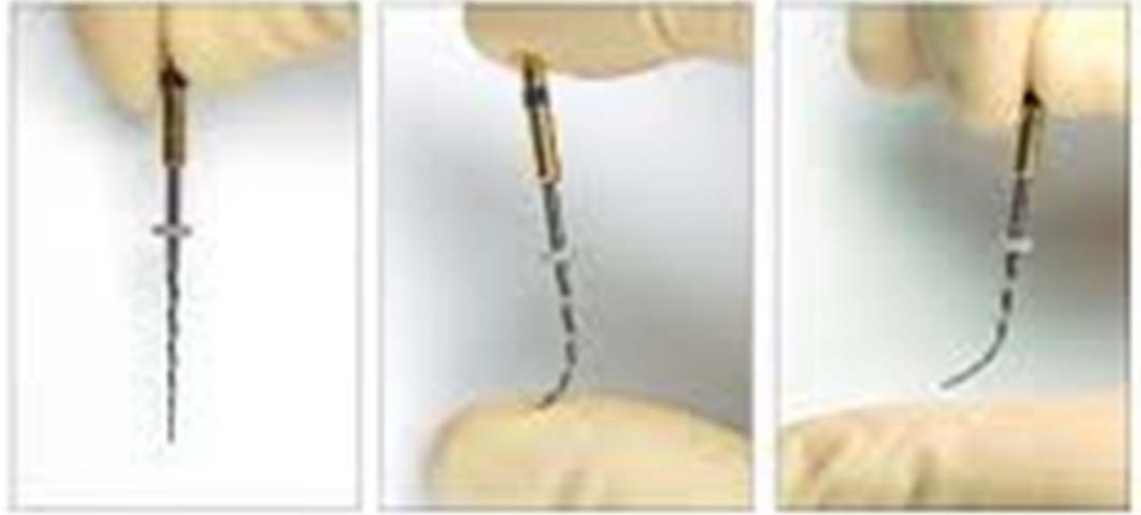
NiTi metalin R fazından, burularak elde edilen Twisted File Adaptive eğelerin, yüksek esnekliğe ve kırılma direncine sahip olmalarının yanısıra, siklik yorgunluk karşısında plastik deformasyona uğrayarak makroskopik belirti vermeleri, alet kırılmalarının önüne geçilmesi açısından önemli bir avantajdır.

2.5.4. CM- teli

CM-teli (Control Memory Wire) 2010 yılında endodonti dünyasına girmiş bir sistemdir. HyFlex ve TYP döner alet sistemleri CM alaşımından üretilmiş sistemlerdir. (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland) CM alaşımından üretilen eğelerin, klasik nikel titanyumdan üretilen eğelere göre 300-800% yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir [68].

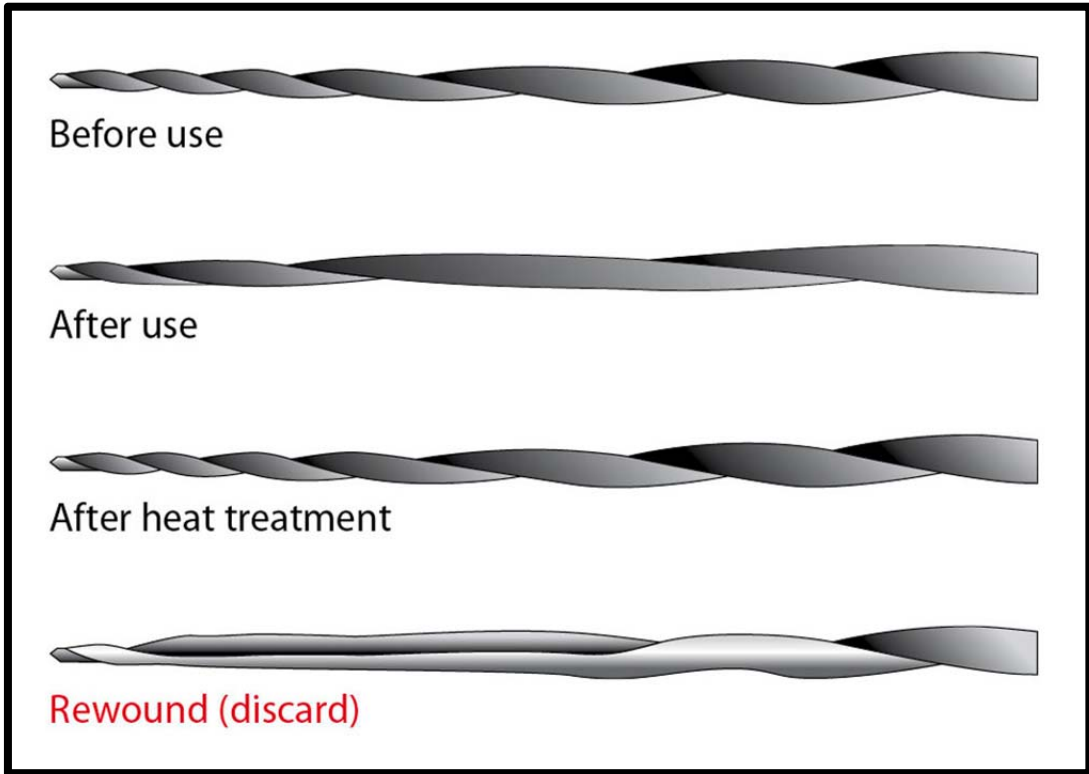
CM - teli, özel termomekanik işlem ile elde edilen yüksek elastikiyet özelliğine sahip bir alaşımdır. Bu alaşım nikel titanyumun martensit, R-fazı ve küçük bir

miktar da östanit fazının karışımıdır. Fakat CM alaşım, nikel titanyumun en önemli özelliklerinden biri olan süper elastisite özelliği göstermez. Bu sayede eğeler, eğimli kanala yerleştirilmeden önce eğenin ucu kıvrılabilmektedir[68]. Üretici firmaya göre bu özellik ile kanal anatomisi daha güvenli bir şekilde takip edilir; basamak, transportasyon ve perforasyon riski azaltılmış olur. Ayrıca kanalda oluşturulmuş bir basamak varsa, HyFlex eğeler, kanala girilmeden önce kıvrılarak basamağın geçilmesi amacıyla da kullanılabilir. Nikel titanyum alaşımdan elde edilen eğelerde ise şekil hafızası özelliği olduğu için eğeye önceden eğim verilememektedir.



Resim 6: CM- telinden elde edilen eğenin süperelastisite özelliğine sahip olmaması; bu sayede eğimli kanala yerleştirilmeden önce eğe ucuna eğim verilebilmektedir. [69]

CM alaşımdan üretilen eğelerin bir başka özelliği ise Şekillendirme sırasında eğe üzerinde bulunan spirallerdeki açılmanın ve düzleşmenin, otoklav sırasında açığa çıkan ısı ile orjinal Şekline dönmesidir. Firma, eğelerin bu özelliği sayesinde tekrar kullanabileceğini bildirmektedir. Ancak ısı işlemine takiben orjinal haline dönmeyen eğelerin atılması gerektiği vurgulanmaktadır.



Resim 7: CM-telinden üretilen eğe üzerindeki spirallerin siklik yorgunluk sonucu açılması ve sterilizasyon sonrası tekrar eski haline dönmesi [69]

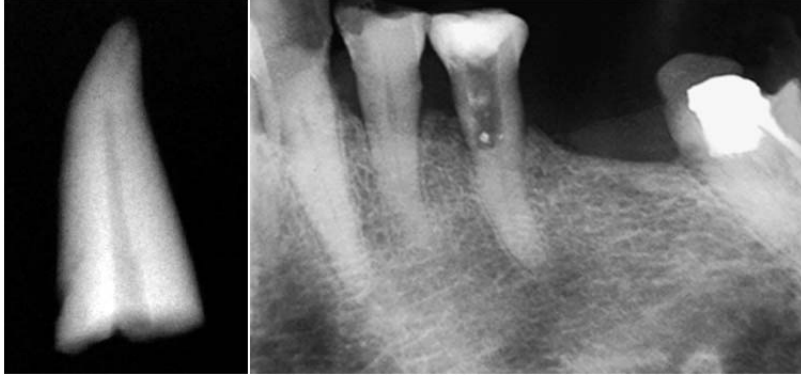
2.6. Şekillendirme Sırasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar

Şekillendirme sırasında kök kanalında meydana gelebilecek komplikasyonlar genellikle mekanik şekillendirme sırasında karşımıza çıkmaktadır. Bu prosedürel hatalar apikal blokaj, transportasyon, apikal foramenin zarar görmesi, apikal çentik, basamak, strip perforasyon, perforasyon ve alet kırılması olarak görülmektedir. Bu komplikasyonlardan kısaca bahsedecek olursak;

2.6.1. Apikal Blokaj

Şekillendirme sonucu kanal içerisinde biriken dentin tozları ve pulpal doku parçacıklarının, apikale paketlenmesi sonucu ortaya çıkan bir komplikasyondur. Kanal blokajı, pulpal dokuların apikal darlanmaya sıkıştırılması ve/veya yetersiz irigasyon ile yapılan şekillendirme sonucu oluşabilmektedir. Ayrıca kanalda kullanılan eğelerin, üzerlerinde biriken dentin talaşlarının temizlenmeden, eğenin tekrar kanala penetrasyonu ile de kanalda fazla miktarlarda debris birikmesi ve bunun sonucunda apikal blokaj riskinin arttığı bildirilmiştir [70].

Apikal blokaj oluşumu, kanal şekillendirilmesi sırasında çalışma uzunluğunun kaybedilmesi ile farkedilen bir komplikasyondur. Apikal blokajın, çalışma uzunluğunun kaybedildiği başka bir komplikasyon olan basamak ile karıştırılmaması önemlidir. Kanalda blokaj oluştuğunda, eğe ile sert fakat penetre edilebilir bir yapı hissedilirken, basamak oluşumunda eğenin çok sert bir duvara çarptığı ve penetrasyonun olmadığı hissedilir. Radyografik olarak incelendiğinde ise, apikal blokaj durumunda tıkanmanın başladığı yerden itibaren kanal yolu izlenemezken, basamak oluşumunda kanal yolu izlenir fakat kanalın orjinal aksından saptığı görülür [70].



Resim 8: A) Apikal blokaj: tıkanmanın olduğu yerden sonra kanal yolu açıklığı gözlenirken B) basamak oluşumunda kanal yolundan sapıldığı görülmektedir. [70]

Kanal blokajı oluştuğunda, kanal yolu açıklığının sağlanması ve çalışma uzunluğuna tekrar ulaşılabilmesi için küçük numara eğeler ve bol irigasyon ile çalışılmalıdır. ISO 08 veya 10 no. K tipi eğeler ile, blokaj bölgesinde eğenin ilerleyebileceği bir nokta, rotasyonel hareketler yapılarak aranmalı, böyle bir nokta hissedildiğinde ise, saat kurma hareketi ve küçük ileri-geri hareketler ile çalışma uzunluğuna ilerlenmeye çalışılmalıdır. Blokaj, kanalın eğim bölgesinde oluşmuş ise, eğeler önceden kıvrılmalı, kanala bu şekilde girilmelidir. Kök kanalında oluşan blokajın açılmasında özellikle küçük numara eğeler ile çalışılması çok önemlidir. Geniş eğeler ile blokaj açılmaya çalışılırsa basamak veya lateral perforasyon gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilineceği unutulmamalıdır.

Apikal blokaj, kök kanal tedavisinin prognozunu etkileyen bir komplikasyondur. Blokajın şekillendirmenin hangi aşamasında meydana geldiği ve kanalın hangi bölgesinde oluştuğu tedavinin prognozunu belirleyen faktörlerdir. Özellikle kanalın orta bölümde oluşturulan veya şekillendirmenin henüz başında ortaya çıkan blokajların, düzeltilebilme şansı daha yüksektir, ve düzeltildikleri takdirde dişin prognozu üzerinde etkileri bulunmamaktadır. Fakat enfekte dişlerin tedavisinde, şekillendirmenin başında meydana gelen komplikasyonların düzeltilemedikleri durumlarda, tedavinin başarı şansı çok azalmaktadır. Çünkü böyle bir durumda enfekte kök kanalında bulunan enfekte dokular ve bakteriler kanaldan uzaklaştırılmadan apikale paketlenmiş olacak, enfeksiyon elimine edilemeyecektir.

Bundan dolayı özellikle enfekte kök kanallarında çalışılırken apikal blokajın engellenmesi açısından, şekillendirmenin bol irigasyonla beraber yapılması ve çalışma uzunluğunun kaybedilmemesi çok önemlidir.

2.6.2.Transportasyon

Amerikan Endodontistler Birliği'nin hazırladığı endodonti terimler sözlüğüne göre transportasyon, özellikle eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında eğenin orjinal, düz haline dönme eğilimi sonucu, apikal yarıda kök kanalının dış kısmından iç kısmına göre daha fazla miktarda dentin kaldırılmasıyla ortaya çıkan komplikasyon olarak tanımlanmaktadır [71].

Transportasyon sonucu kanalda blokaj, perforasyon ve basamak oluşumu riski artar, kök yapısında zayıflama meydana gelebilir. Kanalın orjinal aksından sapıldığı için, kök kanal dolumunda da problem yaşanır ve apikal sızdırmazlık sağlanamaz. Bunların yanısıra kök kanalı tam anlamıyla temizlenemeyeceği için apikal periodontitis oluşabilir veya varolan periodontitis iyileşmeyebilir [72][38]

Kanalda oluşan transportasyonun klinik açıdan en önemli sonuçlarından biri, kök kanalının yetersiz temizlenmesidir. Kanalların şekillendirilmesi sonrası yapılan SEM çalışmaları sonucunda, zaten hiçbir şekillendirme tekniği ile kanalların tam olarak temizlenemediği bilinmektedir. Özellikle eğimli kanalların apikal bölgelerinde, hem nikel titanyum hem de paslanmaz çelik eğeler ile yapılan çalışmalarda şekillendirilemeyen alanların kaldığı bildirilmiştir [22]. Bu sonuçlar yapılan micro-CT çalışmaları ile de desteklenmiş, kanal duvarlarının yaklaşık 35% kadarının, kanal egesi ile temas etmediği bildirilmiştir [73]. Bu bilgi dahilinde, özellikle enfekte bir kök kanalında çalışırken meydana gelecek transportasyonun, kanalda zaten bir miktar kalacak olan enfekte debris miktarında artışa sebep olacağını söyleyebiliriz [74]. Ayrıca şekillendirmenin başında meydana gelen bir transportasyon, daha fazla miktarlarda debris ve bakterinin kanalda kalmasına sebep olacaktır. Bunun yanısıra transportasyon sonucunda, kanal kurvatürünün dış kısmından daha fazla miktarda dentin kaldırılırken, kurvatürün iç kısmında eğenin temas etmediği yüzey alanı daha da geniş olacaktır. Kurvatürün iç kısmında daha fazla miktarda enfekte dentin kalması sonucu, kök kanalındaki şekillendirme yine

yetersiz olacaktır. Ayrıca kanaldan uzaklaştırılan ekstra dentin sebebiyle lateral kanal duvarında strip perforasyon oluşma riski artacak veya kökte zayıflama meydana gelecektir [32].

Genel olarak endodontik tedavi görmüş dişlerin direncinin, geriye kalan sağlam diş dokusuyla doğru orantılı olduğu görüşü kabul edilmektedir [75][76]. Ayrıca başlıbaşına şekillendirme işleminin, köklerin direncini azaltan bir işlem olduğu bildirmiştir [77]. Bundan dolayı, etkin bir irigasyon ve kök kanal dolumu için şekillendirme yapılmalı fakat aşırıya kaçılmamaya dikkat edilmelidir. Şekillendirme sırasında büyük numara aletlere kadar şekillendirmenin yanısıra, yüksek konisiteye sahip eğelerin kullanımının da, kök kanallarından daha fazla miktarlarda dentin uzaklaştırılmasına neden olduğu bilinmektedir. Zandbiglari ve ark. [78] yaptıkları çalışmada küçük konisiteye sahip eğelerle karşılaştırıldığında, yüksek konisiteye sahip eğelerle yapılan şekillendirme sonucu kök direncinin daha belirgin bir şekilde azaldığını gözlemlemişlerdir. Bilimsel olarak tam anlamıyla kanıtlanamamış olsa da, transportasyon oluşmuş dişlerde fazladan sağlam dentin dokusu uzaklaştırıldığı için, böyle dişlerin kırılma dirençlerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir.

Transportasyon oluşması üzerinde bazı faktörler çok önemli etkilere sahiptirler. Bunlar;

2.6.2.1. Kök kanal anatomisi

Kanal eğimi arttıkça ve/veya kanal çapı daraldıkça, kanal aleti üzerindeki stres arttığı için transportasyon oluşma riski de artmaktadır [79].

2.6.2.2. Kanal eğesinin dizaynı

Dar veya kalsifiye kanallarda ilerlemek için kullanılan C-Pilot, C+, reamer eğeler veya kanalların genişletilmesinde kullanılan hedström gibi eğeler aktif kesici uca sahipken, birçok nikel titanyum ege modifiye edilmiş, kesici olmayan uç kısma sahiptir. Metal özelliği farketmeksizin, kesici olmayan uç kısma sahip olan eğelerin , kesici uca sahip eğeler ile karşılaştırıldıklarında kurvatürü daha başarılı bir şekilde

korudukları ve böylece daha az transportasyona neden oldukları bildirilmiştir [10][80]. Bundan dolayı özellikle eğimli kanallarda çalışılırken, kesici olmayan uca sahip eğelerin kullanılması önerilmektedir.

Kanal eğelerinin performansında uç kısmın özellikleri kadar eğenin kesiti ve konisitesi de önemlidir. Bir kanal eğesinde ‘*chip space*’ denilen debrisin biriktiği alan ne kadar fazlaysa, eğenin kesiti okadar küçük olacaktır. Bu özellik sayesinde hem eğenin esnekliği ve torsiyonel kuvvetlere karşı direnci artmakta, hem de kanalda biriken debrisin ve dentin talaşlarının kanal dışına atılmasını kolaylaştırmaktadır. Ayrıca eğenin kanal duvarlarına uyguladığı baskı ve dolayısıyla transportasyon riski de azalmaktadır. Konisitenin artmasıyla ise, yine eğenin kalınlığı artacak, dolayısıyla eğenin esnekliği azalacaktır. Bu etkinin ortadan kaldırılabilmesi için eğeler üzerinde çeşitli değişiklikler yapılmıştır. Örneğin simetrik kesitin yerine asimetrik kesit tercih edilmiştir. Bu özellik ile eğenin esnekliğinin arttığı ve kanal yolunda ‘*snake-like movement*’ diye tabir edilen ‘*yılan tarzı bir hareket*’ ile apikale kadar rahatlıkla ulaşılabilindiği bildirilmiştir [81]. Asimetrik kesit ile eğe üzerindeki stresler azaltıldığı gibi, simetrik kesitlerde rastlanan kanala vidalanma riski ve dolayısıyla transportasyon riski de azalmıştır [42]. Bu özellik piyasaya yeni sunulan ProTaper Next (Densply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK, USA) döner alet sisteminde görülebilmektedir. Asimetrik kesite sahip, kanal duvarı ile iki noktada temas eden bu yeni sistemde hem geniş debris alanı bulunmakta, hem de kanala vidalanmanın önüne geçilmektedir.



Resim 9: Protaper Next serisi [82]

2.6.2.3. Kanal eğesinin alışı

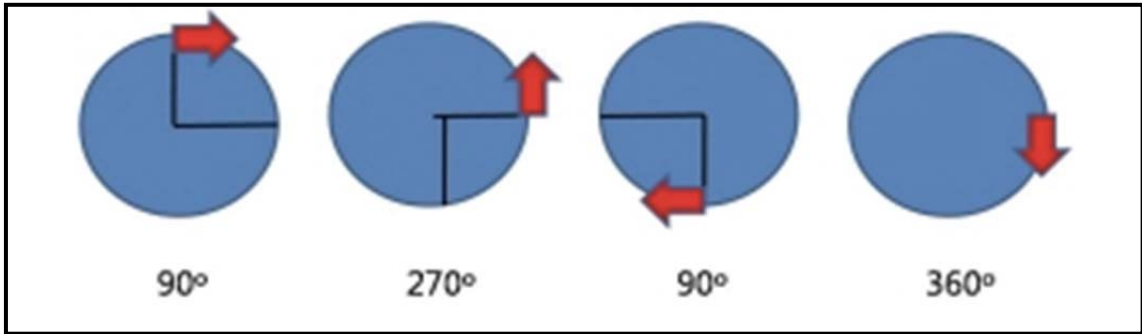
Nikel titanyum eğelerin piyasaya sunulmaları ile kanalda oluşabilecek transportasyon riski azalmıştır. Süper elastik özelliğe sahip bu eğeler, kanal duvarlarına daha az kuvvet uygulamakta olup, kanal anatomisinin daha iyi korunmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca bu eğeler sahip oldukları yüksek esneklik özelliklerinden dolayı, ISO standartı olan 2% konisiteden daha büyük konisitelerle üretilebilmektedirler. Yine de eğimli kanallarda apikal preparasyonun 4% konisiteden daha fazla yapılmamasının, kanal transportasyonundan kaçınılması açısından daha güvenli olacağı düşünülmektedir [83].

Nikel titanyumun çeşitli termomekanik işlemlerden geçirilmesiyle elde edilen CM-tel, M-teli ve R-faz gibi alaşımlarla kanal eğelerinin esnekliklerinin daha da artırılması ve böylece oluşabilecek komplikasyonların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır.

2.6.2.4. Şekillendirme Tekniğı

Eğimli kanalların şekillendirilmesinde, prosedürel bir hatanın meydana gelmemesi için birçok teknik geliştirilmiştir. Fakat deneyimli diş hekimleri tarafından K ve H tipi eğeler gibi klasik paslanmaz çelik eğeler ile yapılan şekillendirmeler sonucunda bile, kök kanalında düzleşme ve transportasyonlar bildirilmiştir. 1985 yılında Roane[35] esnek K-reamer eğeleri kullanarak ‘dengeli-kuvvet’ şekillendirme tekniğini tanımlamıştır. Özellikle eğimli kanalların apikal çaplarının genişletilmesinde diğer el eğeleri ile şekillendirme tekniklerine göre daha başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir. Bunun üzerine firmalar ‘dengeli-kuvvet’ tekniğini modifiye etmiş ve resiprokal hareket kavramı oluşmuştur. Resiprokal hareket ile eğe üzerindeki streslerin azaldığı, böylece gerilim ve baskı kuvvetleri sonucu oluşan siklik yorgunluk riskinin de düştüğü bildirilmiştir [84]. Ayrıca rotasyonel hareketle karşılaştırıldığında, eğelerin mekanik özelliklerinin resiprokal hareket ile geliştiğı, şekillendirmede daha az komplikasyonla karşılaşıldığı belirtilmiştir.

Roane tarafından eğimli kanalların şekillendirilmesi amacıyla geliştirilen dengeli-kuvvet tekniği, M-teli teknolojisi ile desteklenerek WaveOne (Densply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ve Reciproc (VDW, Munich, Germany) tarafından resiprokal döner alet sistemleri olarak yakın zamanda piyasaya sunulmuştur. Resiprokal hareket ile saat yönünün tersinde dentini kesme hareketi, saat yönünde ise eğenin serbestlenmesi gerçekleşmektedir. Saat yönünde hareket ile eğe üzerindeki streslerin azaltılması, kompresyon ve baskı kuvvetleri sonucu ortaya çıkan siklik yorgunluk direncinin artmasını sağlamaktadır [36]. Bu şekilde eğelerin mekanik özelliklerinin gelişmesi sonucu, kanalda meydana gelebilecek komplikasyon riskinin de azaldığı düşünülmektedir.



Şekil 1 : Dengeli- kuvvet şekillendirme tekniği (31)

Şekillendirme tekniği ne olursa olsun, kanallara düz bir girişin sağlanması ve kanal ağzlarının genişletilmesi (preflaring), transportasyon başta olmak üzere birçok komplikasyonun oluşma riskini azaltacaktır. Bu işlemlerin yapılmasıyla birden fazla eğime sahip kanallarda en az bir eğimin elimine edilebileceği bildirilmiştir [85][86].

Transportasyon riskinin, özellikle ovoid kesite sahip kanalların reamer ile şekillendirilmesinde [87][88][89][90] K tipi eğeler ile rotasyonel kesme ve eğeleme yapılırken [4][90][91][92] hedström eğeler ile linear eğeleme yapılırken [87][93][94][95] arttığı çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. Eğelerin kanalda yarattıkları bu etkinin metal özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Özellikle 20 numara ve üzeri kanal aletlerinde, alet esnekliği çok azaldığı için eğimli kanalların kurvatür bölgesinde eğeler daha fazla düzleşme eğilimi göstermektedir. Bundan dolayı kanala ilk girilen aletler ile kurvatür bölgesinin dış kısmından daha fazla miktarda dentin kaldırıldığı görülüyorsa, bu etkinin daha geniş eğelere geçildikçe artacağı bilincinde olunmalıdır [91][95].

Özet olarak transportasyon sonucu, kök kanalının yeterince temizlenememesi, sağlam dentin dokusunun kaldırılması nedeniyle dişin kırılma direncinin azalması, strip veya apikal perforasyonlar nedeniyle kök yapısının bütünlüğünün bozulması gibi nedenlerden dolayı dişin prognozunun negatif etkileneceği gözönünde bulundurulmalıdır. Eğimli kanallarda çalışılırken, transportasyon riskine karşı ucu yuvarlatılmış, nikel titanyum gibi esnekliği yüksek eğelerin kullanılması, çalışma uzunluğunun kaybedilmemesi ve kanal yolu açıklığının kontrolü çok önem kazanmaktadır.

2.6.3. Apikal Foramenin Zarar Görmesi

Apikal foramenin yerinin değişmesi veya aşırı genişletilmesi çalışma boyunun yanlış hesaplanması veya kök kanalında yaratılan düzleşme ile ortaya çıkar. Apikal darlanmanın bozulması sonucu kullanılan sölüsyonun ve dolgu maddesinin ekstrüzyonu, periradiküler dokuların iritasyonu görülebilmektedir. Apikal açıklığın

bozulduğu durumlarda, kök kanal tedavisi yapıldıktan sonra apikal sızıntının arttığı da çalışmalarda gösterilmiştir [96].

2.6.4. Apikal Çentik (Zipping), Dirsek (Elbow) ve Gözyaşı Damlası Şekli (Teardrop) Oluşumu

Apikal çentik, eğimli kök kanallarının preparasyonu sırasında, apikal bölgede fazla madde uzaklaştırılması sonucu oluşan alanı tanımlar. Bu alan genellikle preparasyonun apikal uç kısmında ve eğimin dış kenarında meydana gelir. Apikal çentik özellikle paslanmaz çelik eğelerin kurvatür bölgesinde, orjinal düz hallerine dönme eğilimlerinden kaynaklanır. Apikal çentik sonucu apikal bölgenin aldığı şekle 'gözyaşı' veya 'kum saati' görüntüsü denmektedir. Dirsek ise çentiğin daha kuronalinde yer alır ve apikal eğimin tepesini temsil eden bir daralımdır.

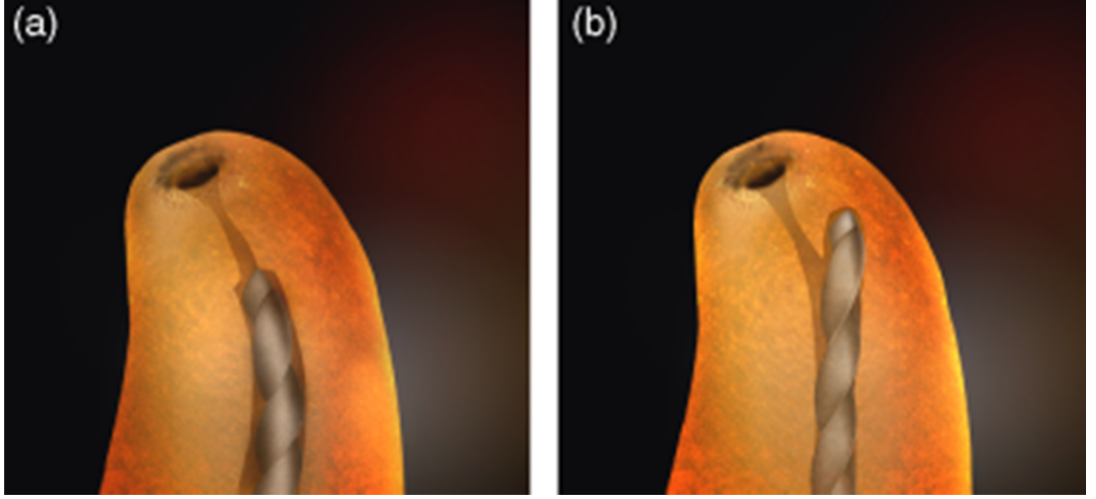
Apikal çentik ve dirsek oluşumunun en temel nedeni, yeterince eğimlendirilmemiş veya yeterince esnek olmayan kök kanal aletlerinin eğimli kanallarda kullanımlarıdır. Eğimin dış kenarı boyunca kökü zayıflatacak hatta perforasyona neden olacak şekilde fazla dentin uzaklaştırılırken, eğimin iç kenarından eğelerin bu bölgeye temas edememesi sebebiyle yeterli dentin uzaklaştırılmaz. Bunun sonucunda eğimin dış kısmında aşırı preparasyon yapılırken, iç kısmında yetersiz preparasyon yapılmış olur. Kanalda yumuşak doku artıkları ve enfekte dentin kalması sonucu, tedavinin prognozu olumsuz yönde etkilenir [97].



Resim 10: Eğimli üst kanin dişte meydana gelen dirsek ve apikal çentik oluşumu [30]

2.6.5. Basamak Oluşumu (Ledging)

Basamak oluşumu genellikle eğimli kanalların keskin ve esnek olmayan aletler ile özellikle rotasyonel şekillendirme yapılması sırasında karşımıza çıkmaktadır. Basamak, kurvatürün dış kısmında, kanalın orta veya apikal bölgesinde oluşur ve çalışma boyunun kaybedilmesiyle sonuçlanır. Basamak oluşumunda, kurvatürün eğim derecesi ve şekillendirmede kullanılan eğenin dizaynı önemli bir etkiye sahiptir [97] .



Resim 11: Basamak oluşumu [70]

Basamak genellikle;

- 1) Kanala düz bir girişin sağlanamaması,
- 2) Kanal boyunun yanlış hesaplanması,
- 3) Eğimli kanallarda, eğelerin önceden kıvrılmadan kanala yerleştirilmesi,
- 4) Alet sırasına dikkat edilmeden şekillendirme yapılması, kanala kanaldan daha geniş eğelerle müdahale edilmesi,
- 5) Yetersiz yıkama veya lübrikasyon,
- 6) Apikale debrisin paketlenmesi sonucu ortaya çıkan apikal blokaj nedeniyle ya da,
- 7) Kırık alet çıkarılırken ,
- 8) Kanal tekrarı amacıyla kök kanal dolgu maddesinin uzaklaştırılması sırasında veya
- 9) Kalsifiye kök kanalının preparasyonu sırasında karşımıza çıkmaktadır [79][98].

Basamak oluşumuna karşı alacağımız ilk önlem, teşhis radyografisi ile kanal boyu ve kurvatürünü değerlendirmek olmalıdır. Kök kanal morfolojisi hakkında ön bilginin olması, nasıl bir zorlukla karşılaşabileceğimizin farkında olmamızı sağlayacaktır. Kanallara düz bir giriş sağlandıktan ve koronal genişletme tamamlandıktan sonra çalışma uzunluğunun doğru bir şekilde hesaplanması çok

önemlidir. Kısa hesaplanmış çalışma uzunluğu ile yapılan şekillendirmenin, basamak oluşumuna neden olabileceği bildirilmiştir [99]. Şekillendirme boyunca bol irigasyon ve kapitulasyon yapılmalı, kanal açıklığı korunmalıdır. Apikal açıklığın sağlanmasında, apikal daralımı genişletmeden, pasif olarak apikal daralımı geçen 08, 10 veya 15 numaralı eğelerin kullanılması gerektiği bildirilmiştir [100]. İrigasyonda EDTA gibi bir şelasyon ajanı kullanılacak ise özellikle eğimli kanallarda çok dikkatli olunmalıdır. Şelasyon ajanları, dikkatle uygulandığı takdirde inorganik debrisin ve smear tabakasının uzaklaştırılmasında çok başarılı ajanlardır [101]. Fakat bu ajanlar dentin duvarını yumuşattığı için, şekillendirme sırasında fazla basınç uygulandığı durumlarda, basamak oluşumu görülebilmektedir.

Şekillendirme sırasında eğelerin sırasıyla kullanılması basamak oluşumunu önleyebilmek için çok önemlidir. Bir ege ile şekillendirme, o ege kanalda rahatça hareket edebilene kadar devam etmelidir. Bir sonraki eğeye geçildiğinde hala zorlanma hissediliyor ise tekrar bir önceki eğeye dönülmelidir. Aşırı eğime sahip ve dar kanallarda 10 no. ile 15 no. el egesi arasında Densply'nın FlexoFile Golden Mediums eğeleri gibi ara numaralara sahip eğeler kullanılabilir. Ara eğelerin kullanılması ile iki ege arasındaki geçiş daha rahat ve güvenli bir şekilde sağlanabilmektedir. Ayrıca, özellikle eğimli kanallarda, uçları önceden bükülmüş eğelerin kullanımının transportasyon ve basamak oluşma riskini azalttığı bildirilmiştir [102].

Basamak oluşma riskine karşı, nikel titanyum gibi fleksibl eğelerin kullanımının paslanmaz çelik K tipi eğelere kıyasla daha başarılı olması özellikle eğimli kanallarda elastikiyeti yüksek eğelerin kullanımını ön plana çıkarmıştır. Ayrıca uç kısmı modifiye edilmiş eğelerin kullanımının daha güvenli olduğu bildirilmiştir. Roane tarafından 1985 yılında dizayn edilen Flex-R eğeler, eğimli kanallarda basamak oluşturma riskine karşı üretilmiş, kesici olmayan uca sahip ilk eğelerdir [103].

Basamak oluşumu, basamağın ortadan kaldırılmasıyla veya baypas edilerek geçilmesiyle düzeltilebilmekle beraber lateral perforasyon veya strip perforasyon gibi bir başarısızlıkla da sonuçlanabilmektedir [99].



Resim 12: Farklı açılarda alınan radyografiler ile basamak oluşumunun tespit edilmesi. [70]

Basamak teşhis edildiğinde, ilk olarak kanalların bol miktarda irigasyonu yapılmalıdır. Eğinin rahat bir şekilde basamağın olduğu noktaya ilerleyebilmesi için koronal genişletme yapılabilir. Basamak varlığında, eğelerin kanala sokulmadan önce bükülebilmeleri için mutlaka paslanmaz çelik eğeler kullanılmalıdır. Basamağın yanından geçip, baypas etmek için uçları önceden bükülmüş eğeler kullanılarak tekrar kanal yoluna girilmeye çalışılır. Basamağın geçildiği hissedildiğinde radyografi alınarak emin olunduktan sonra, eğeyi hemen kanaldan çıkarmamak gerekir. Bir sonraki kullanacağımız eğin, basamağın yanından kolayca geçebilmesi için, basamağı atladığımız ilk ege ile hafif ileri-geri şekillendirme yapılarak basamağın düzeltilmesine çalışılır. Şekillendirmede daha büyük numara eğelere geçildikçe basamağın ortadan kalktığı görülür [97].

2.6.6. Strip Perforasyon

Özellikle eğimli kanallarda aşırı şekillendirmeye bağlı, kurvaturün iç kısmında oluşan düzleşme sonucu ortaya çıkan uzun ve vertikal perforasyonlardır [104]. Strip perforasyondan kaçınmak için özellikle Gates-Glidden frezlerin kullanımı sırasında kanalın eğimli bölgesine penetre olmamaya dikkat edilmeli, kurvaturün dış kısmında antikurvatur eğeleme yapılmalıdır. Özellikle alt molar

dişlerin furkasyon bölgesindeki dentin çok ince olduğu için bu bölgeye *'tehlikeli bölge'* denmektedir. Bundan dolayı şekillendirme sırasında, bu alanda oluşabilecek perforasyon riski gözönünde bulundurulmalıdır. Bu bölgedeki orta-kök perforasyonları sementin ve periodontal dokunun iritasyonu anlamına gelmektedir ve kapatılmaları zordur.

Kuttler ve ark. [105] yaptıkları çalışmada , endodontik tedavi sonrası alt çene molar dişlerin distal köklerindeki rezidüel dentin kalınlığını incelemiştir. Furkasyona bakan kanal duvarlarındaki rezidüel dentin miktarının ortalama 0.708 mm. olduğu bildirilmiştir. Fakat kanal duvarlarının post boşluğu hazırlandıktan sonra bile minimum 1 mm. olması gerektiği vurgulanmaktadır [106]. Bundan dolayı şekillendirme sonrası geriye kalan dentin miktarı, strip perforasyon kadar kökün zayıflaması açısından da çok önemlidir.

Strip perforasyon genellikle kanallar kurulanırken, kağıt koniler üzerinde kanalın orta kısımlarına denk gelen bölgelerden kanama olduğunun belirlenmesiyle anlaşılır. Kağıt konilerin üzerindeki kan izlerine bakılarak perforasyon bölgesi tespit edilebilir (96).



Resim 13: Alt sağ 2.büyükazının mezial kökünde meydana gelen strip perforasyon [97]

2.6.7. Perforasyon

Genellikle kesici uca sahip ve esnek olmayan eğelerin kullanımı sonucu oluşur. Perforasyon sonucu kök sementi zedelenir, periodontal ligament iritasyonu ve enfeksiyon ortaya çıkabilir. Perforasyon sonucu ortaya çıkan en önemli problemlerden biri de perforasyon bölgesinin ilerisindeki kök kanal sisteminin devamının temizlenememesidir.



Resim 14 : Eğimli kök kanalında meydana gelen perforasyon [30]

2.6.8. Alet Kırılması

Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında meydana gelen alet kırılması genellikle eğelerin yanlış veya çok defa kullanılması sonucu gerçekleşmektedir. Döner aletlerin kırılması ise genellikle siklik yorgunluk, torsiyonel kuvvetler veya bunların kombinasyonu olarak ortaya çıkmaktadır [107].

Eğelerin özellikle eğimli kanallarda maruz kaldığı gerilim ve baskı kuvvetleri sonucu ortaya çıkan siklik yorgunluk, makroskopik olarak bir belirti vermemektedir. Fakat eğenin uç kısmının apikalde sıkıştığı, gövde kısmının ise rotasyona devam etmeye çalışması sonucu ortaya çıkan torsiyonel kuvvetler karşısında, ege üzerinde oluşan çeşitli deformasyonlar makroskopik olarak gözlemlenebilmektedir. Ege üzerindeki bıçakların açılıp düzleşmesi veya bükülmesi deformasyonun belirtileridir.

Alet kırılmasında, şekillendirme sırasında oluşan kuvvetlerin veya operatörün tekniğindeki yanlış uygulamaların yanısıra dişe ait faktörlerde çok önemlidir. Özellikle kurvatür eğim açısı fazla olan veya dar çapa sahip kanallarda alet kırılma riski daha yüksektir. Ayrıca şekillendirmede kullanılan eğenin kesiti ve dizaynı da, kırılma direnci açısından çok önemlidir. Geniş kesite ve çapa sahip eğelerin esneklik özellikleri zayıf olduğu için şekillendirme sırasında yüksek kuvvetlere maruz kalırken, torsiyonel kuvvetler karşısında daha iyi direnç gösterdikleri bildirilmiştir [108][109]. Küçük çap ve kesitlere sahip eğeler ise yüksek esneklik özellikleri gösterirken, torsiyonel kuvvetler karşısında zayıf kalabilmektedirler. Schafer ve ark. [110] yaptıkları çalışmada 5 farklı nikel titanyum döner alet sistemini (FlexMaster, HERO 642, ProFile, Race, K3) karşılaştırmış, eğelerin kesitleri ve esneklikleri arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Üçgen kesitlere sahip ProFile ve Race en iyi esneklik özellikleri gösterirken, en geniş kesite sahip K3 eğeler en az esneklik gösteren grup olmuştur. Eğelerin üretim yöntemlerine göre karşılaştırılmalarında ise, headström gibi metalin aşındırılması ile üretilen aletlerin, reamer gibi metalin bükülmesi ile üretilen aletlere göre kırılmaya daha yatkın oldukları bildirilmiştir.

Eğelerin üretimi sırasında meydana gelen bazı reaksiyonlar da eğenin

kırılganlığı üzerinde etkilidir. Küçük miktarlardaki oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojenin çözünmesiyle eğe üzerinde boşluklar oluşabilmektedir. Bu boşluklar nedeniyle veya eğenin işlenme prosesine bağlı olarak eğe üzerinde oluşan düzensizlikler, topografi çalışmalarında gözlemlenebilmektedir [111]. Eğe üzerindeki bu bölgeler stresin yoğunlaştığı ve çatlak hattının, dolayısıyla kırığın oluştuğu alanlar olarak ortaya çıkmaktadır.

Eğelerin yüzey özelliklerini geliştirmek adına çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan en çok kullanılan '*kimyasal cilalama*' işlemidir. Bu işlemde anod görevi gören alaşım, negatif yüklü katot içeren bir elektrolitik solüsyon içerisine yerleştirilir. Solüsyondan düşük akım geçirilerek, eğe üzerindeki defektlerin selektif olarak ayrıştırılması gerçekleştirilir [112]. Eğe üzerindeki defektlerin elimine edilmesi veya azaltılmasıyla daha pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Böylece kırılmaya karşı direncin arttırıldığı düşünülmektedir [113].

Endodontik tedavi sırasında kanalda kalan kırık aletlerin, tedavinin prognozunu ne şekilde etkileyeceği de önemli bir husustur. Grossman [114], kanalda bırakılan toplam 66 kırık aleti takip etmiş ve başarı yüzdesinin 90,3% olduğunu belirtmiştir. En fazla başarının, tedavi öncesi pulpası canlı olan dişlerde ve pulpası nekroz fakat periapikal lezyonu bulunmayan dişlerde görüldüğünü bildirmiştir. Tedavi öncesi periapikal lezyona sahip dişler ise en başarısız grup olarak bildirilmiştir. Periapikal bölgenin tedavi öncesindeki durumunun, tedavinin başarısındaki belirleyici faktör olduğu diğer çalışmalarla da desteklenmiştir [115]. Bunun yanısıra kırık aletin kanalın hangi bölgesinde kırıldığı ve uzunluğunun da tedavinin prognozunda çok önemli olduğu unutulmamalıdır.

Kırık aletin çıkartılması her zaman mümkün olmamakla beraber bazı riskler de taşımaktadır. Bundan dolayı kırık aletin çıkarılmasında oluşabilecek başka komplikasyonlarla, dişin prognozunun daha da kötü etkileneceği unutulmamalıdır. Bu komplikasyonlar arasında;

- a) Kırık aletin çıkarılmaya çalışılması sırasında ikinci bir aletin kırılması,

- b) Kök perforasyonu,
- c) Basamak oluşumu,
- d) Kök kanalının düzleştirilmesi,
- e) Fazla dentin kaldırılması sonucu kökün zayıflatılması ve
- f) Kırık parçanın apeksten ekstrüzyonu sayılabilir [97].

2.7. Kök Kanal Şekillendirilmesi Sırasında Oluşan Düzleşme Miktarlarının İncelendiği Çalışmalarda Kullanılan Metodolojiler

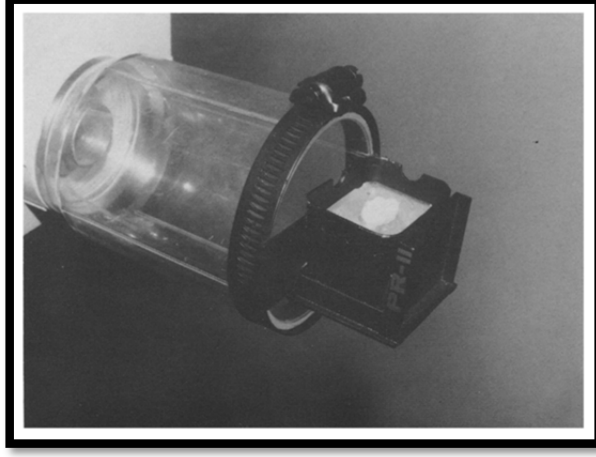
1975 yılında Weine [116], kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyonların incelenebilmesi için rezin blokları kullanmış ve böylece rezin bloklar ile birçok şekillendirme çalışması gerçekleştirilmiştir. Kök kanal şeklinin, kurvatürünün ve boyutlarının standardizasyonu açısından önemli avantajlar sağlayan rezin bloklar, şekillendirme esnasında gözlem yapılabilmesi ile de hem çalışmalarda hem de eğitimlerde sıkça kullanılmaktadırlar.

Çekilmiş insan dişleri ve rezin blokların karşılaştırıldıkları çalışmalarda, rezin blokların çekilmiş dişler yerine kullanılabilecekleri bildirilmiştir [117][118]. Resin blokların sağladıkları avantajlara rağmen özellikle sertlik ve termal özellikler gibi insan dentin özelliklerini yansıtamamaları açısından dezavantajlara da sahiptirler. Çekilmiş dişler ve rezin blokların karşılaştırıldığı çalışmalarda paslanmaz çelik ve nikel-titanyum el eğeleri ile manuel olarak şekillendirmeler yapılmış, döner aletler ile şekillendirme sırasında ortaya çıkan ısının rezin üzerine eritici etkisi gözardı edilmiştir. Bundan dolayı insan kök kanallarının *in vitro* olarak incelenebilmesi için Bramante bir model oluşturmuştur.

Bramante'ın [119] sunduğu metotta, çekilmiş diş akrilik rezin içerisine gömüldükten sonra alçı, çelik veya kauçuk esaslı bir maddeden elde edilen kalıbın içerisine yerleştirilir. Bu kalıptaki referans olukları sayesinde akrilik blok her seferinde aynı pozisyonda yerleştirilmektedir. Akrilik içerisine gömülü diş şekillendirme öncesi horizontal olarak kesilerek, kanal kesitlerinin

fotoğraflandırılması yapılabilir. Kesilen parçalar kalıp içerisine tekrar yerleştirildikten sonra şekillendirme işlemi yapılır. Böylece şekillendirme sonrası fotoğraflar ile karşılaştırılarak kanal duvarlarından kaldırılan dentin miktarı, eğenin merkezde kalma oranı, kanal formu gibi parametreler incelenebilmektedir. Horizontal kesilerin yapılmasından dolayı invaziv bir yöntem olarak tanımlanan Bramante tekniğinde, dentin sert dokusunun kaybı ve şekillendirme sırasında kesi yerlerinde basamak oluşma riski dezavantajlar arasındadır [120].

Hülsmann [1], Bramante tekniği üzerinde değişiklikler yaparak yeni bir model geliştirmiş ve bu teknik '*Modifiye Bramante Tekniği*' olarak adlandırılmıştır. Bu model ile kanal şekillendirme işlemine dair birçok parametreye bakılabilmektedir. Bu parametreler kök kanallarının temizliği, preparasyon formu, çalışma güvenliği ve çalışma süreleridir. Ayrıca akrilik bloğun altına yerleştirilecek prefabrike paslanmaz çelik bir kuron ile ekstrüzyon çalışması yapılabileceği de bildirilmiş fakat yapılan çalışmalar sonucunda güvenilir sonuçlar alınamamıştır. [30] Kanal düzleşmesinin incelenebilmesi için ise, akrilik bloğun içerisinde bulunan kalıba Sydney [121] ve Southard [122]'in kullandıkları gibi radyografi platformlarının sabitlenmesinin yapılabileceği belirtilmiştir. Bu şekilde, şekillendirme öncesi ve sonrası için gerekli olan standart radyografi alımı gerçekleştirilebilmektedir. Biz de çalışmamızda modifiye Bramante tekniğini kullanarak kök kanallarında meydana gelen düzleşme, çalışma zamanı ve perforasyon, basamak, kırık alet gibi çalışma güvenliğini değerlendirebileceğimiz parametreleri inceledik.



Şekil 15 :Şekillendirme öncesi ve sonrası standart radyografi alımı için hazırlanan bir deney düzeneği [121]

Bramante tekniğine benzer bir metodoloji 1991 yılında Gilson ve ark. [121] tarafından tanıtılmıştır. Bu teknikte radyografi konuna sabitlenebilen bir düzenek vardır. Düzeneğin içerisinde ise akrilik blok içerisine yerleştirilmiş örnek dış bulunmaktadır. Bunun gibi şekillendirme öncesi ve sonrası standart radyografilerin alınmasını sağlayan düzenekler çeşitli araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir [123] . Standart radyografilerin alınmasından sonra ise bu radyografilerin karşılaştırılmaları çeşitli yöntemlerle yapılabilmektedir. Radyografiler istenilen oranda büyütülerek aydınlatma kağıtlara basılır, referans obje ve dışın dış sınırları üstüste gelecek şekilde öncesi ve sonrası radyografiler çakıştırılır. Eğelerin uç kısımları işaretlenir ve aradaki açı hesaplanır. Başka bir yöntemde ise öncesi ve sonrası radyografiler bilgisayar ortamına aktarılır. Çalışmalarda genellikle Autocad veya Adobe Photoshop (Adobe Systems, Inc, San Jose, CA) kullanılarak yapılan bu işlemde radyografiler saydamlaştırılarak üstüste getirilir [124][125]. Referans obje ve dış sınırlarının tam olarak üstüste getirilmesi için düzenlemeler yapıldıktan sonra iki eğe ucu arasındaki açı ölçülür. Bu metodoloji ile şekillendirme çalışmaları, çalışmalarda bilgisayarlı mikro tomografi kullanımının başlamasına kadar çok sık kullanılmıştır.

Kök kanal geometrisindeki değişikliklerin üç boyutlu olarak bilgisayarlı tomografi ile incelenmesindeki ilk girişim Gambill tarafından yapılmıştır [126]. Fakat konvansiyonel bilgisayarlı tomografilerin düşük çözünürlüğünden ötürü

kök kanalındaki küçük değişikliklerin incelenmesinde başarılı olunamamıştır. Bilgisayarlı mikro tomografilerin (micro CT) geliştirilmesiyle çözümlük problemi ortadan kalkmış, Bramante tekniğindeki kısıtlamalar çözülmüştür. Bu metodun invaziv olmamasının avantajı şekillendirme sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyonlar açısından çok önemlidir. Fakat bu metod tarama ve rekonstrüksiyon zamanının uzun olması nedeniyle örnek sayısının küçük tutulması gibi dezavantajlara da sahiptir. En önemli dezavantajı ise çözümlük kalitesine bağlı olarak yanlış yorumlamaların yapılabilmesidir. Kanal uzantılarının ve istmusların görüntü vermemesi, dentindeki değişikliklerin farkedilmesi için en az 20-40 mikron kalınlığındaki dentinin kaldırılması buna örnek olarak verilebilir [127][128].

2.7.1. El Eğeleri ve Döner Alet Sistemleri ile Yapılan Düzleşme Çalışmaları

Hülsmann ve ark. [129] yaptıkları çalışmada HERO 642 ve Quantec SC döner alet sistemlerinin kök kanalı şekillendirmesindeki özelliklerini, 20°- 40° eğime sahip kanallarda karşılaştırılmışlardır. Eğimli kanallarda oluşan düzleşme miktarı HERO 642 grubunda 1.6°, Quantec SC grubunda ise 2.3° olmuştur. Bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir. HERO 642 eğelerinin kesici olmayan ucuna karşılık Quantec SC eğelerinin yuvarlatılmış da olsa dört yüzlü kesici uca sahip olmasının sonuçlar üzerinde etkisi olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca apikalin HERO 642 grubunda 40 no.ya, Quantec SC grubunda ise 45 no.ya kadar genişletilmesinin de sonuç üzerinde etkisi olabileceği bildirilmiştir.

Kesici uca sahip olmayan kanal eğelerinin, kesici uca sahip olanlara kıyasla kanal kurvatürünün iç ve dış duvarlarından daha eşit miktarda madde kaldırmasından dolayı kanalda düzleşme oluşturma riskleri daha düşüktür [122]. Ayrıca metal alaşımı farketmeksizin modifiye uca sahip eğelerin kanal şekillendirmede daha üstün olduğu farklı çalışmalarla da gösterilmiştir [130].

Versümer ve ark. [131] 50 adet çekilmiş insan alt molar dişlerde yaptıkları çalışmada Profile .04 ve Lightspeed döner alet sistemlerini karşılaştırmışlardır. 20°- 40° kök kanal eğimine sahip dişlerde kurvatürde meydana gelen düzleşme

miktarı iki grup arasında anlamlı bulunmamıştır. Şekillendirme öncesi ve sonrası alınan kesitlerin fotoğraflarının süperpoze edilmeleriyle iki grup arasında şekillendirme etkinlikleri karşılaştırılmıştır. İki grupta da kök kanallarında şekillendirilemeyen alanların kaldığı tespit edilmiştir. Koronal bölgede Lightspeed grubu daha başarılı bulunurken, apikal ve orta bölümlerde iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. SEM ile kanallarda oluşan smear tabakası incelendiğinde koronal bölgede Lightspeed grubuyla daha başarılı bir temizleme sağlandığı fakat orta ve apikal bölgelerde iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. İki grupta da perforasyon ve çalışma uzunluğunun kaybedilmesi komplikasyonları görülmez iken Profile .04 grubunda 3 eğe (40 ve 35 numara) kırılmıştır. Çalışma zamanı değerlendirildiğinde ise Profile .04 grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir farkla daha hızlı şekillendirme yapılmıştır. Fakat Profile .04 grubu 10 eğeden, Lightspeed grubu ise 20 eğeden oluşmaktadır. Bundan dolayı tek bir eğe ile çalışma zamanı karşılaştırıldığında Lightspeed eğelerle daha hızlı çalışıldığı, fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Hülsmann ve ark. [132] yaptıkları çalışmada benzer özelliklere sahip FlexMaster ve HERO 642 döner alet sistemlerini karşılaştırmıştır. İki grupta da apikal şekillendirme 0.02 konisiteye sahip 45 numaraya kadar yapılmıştır. FlexMaster grubu 35 numarada 0.1° düzleşmeye sahipken 45 numarada 0.6°, HERO 642 grubu ise 35 numarada 0.4° düzleşmeye sahipken 45 numarada 0.5° düzleşme göstermiştir. Bu sonuca göre FlexMaster eğelerinde önemli miktardaki düzleşme 40-45 numaralarda oluşurken, HERO 642 eğelerinde bu düzleşmenin 35 numaraya kadar olan şekillendirmede gerçekleştiğini söyleyebiliriz. Şekillendirme sırasında meydana gelen prosedürel hatalara bakıldığında ise yalnızca bir FlexMaster eğenin kırıldığı tespit edilmiştir. Bu başarılı sonucun diğer çalışmalarla da desteklendiği ve eğelerin sahip olduğu konveks ve üçgen kesitle alakalı olabileceği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir [73][83][133].

Jodway ve Hülsmann [134] 20°- 40° eğime sahip 50 adet çekilmiş insan alt molar dışında yaptıkları çalışmada NİTİ-TEE ve K3 döner alet sistemlerini

karşılaştırılmışlardır. NİTİ-TEE grubundaki 50 kanal apikalde 0.04 konisiteye sahip 30 numaraya kadar , K3 grubundaki 50 kanal ise 0.02 konisiteye sahip 45 numaraya kadar şekillendirilmiştir. Kök kanalındaki ortalama düzleşme miktarları NİTİ-TEE grubunda 0.2°, K3 grubunda 0.4° bulunmuş ve iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Kesitlerin şekillendirme öncesi ve sonrası alınan fotoğrafları karşılaştırıldığında ise her iki grupta da şekillendirilemeyen alanların kaldığı gözlenmiştir. Bu fark gruplar arasında anlamsız iken NİTİ-TEE grubunda koronal kısmın şekillendirilmesi ile orta ve apikal bölümün şekillendirilmesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Bu fark koronal şekillendirmede kullanılan NİTİ-TEE eğelerin geniş konisitesine (0.08 ve 0.12) bağlanmıştır.

Rödig ve ark. [135] yaptıkları çalışmada 50 adet çekilmiş insan alt molar dişin 20°-40° eğime sahip mezial kanallarını araştırmaya dahil edilmişlerdir. 2 gruba ayrılan dişler Profile .04 ve GT Rotary ile şekillendirilmiştir. Çalışma sonucunda eğimli kanallarda oluşan düzleşme miktarı Profile .04 grubunda 0.7°, GT Rotary grubunda 0.3° bulunmuş ve iki sonuç arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Şekillendirme öncesi ve sonrası apikal, orta ve koronal bölgeden alınan kesitlerin fotoğrafları süperpoze edildiğinde, iki grupta da kök kanalında şekillendirilemeyen alanların kaldığı görülmüştür. Kanalın koronal ve orta bölümlerinde 2 grup arasında fark görülmezken, apikal bölgede Profile .04 grubu istatistiksel olarak anlamlı bir farkla daha başarılı bulunmuştur. Çalışmadaki dişlerin meziolingual kanallarında SEM incelemesi yapılmış ve smear tabakası değerlendirilmiştir. Buna göre GT Rotary ile koronal bölgede anlamlı bir fark bulunurken, apikal ve orta bölümde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Alet kırılması, çalışma uzunluğunun kaybedilmesi ve apikal blokajın bakıldığı prosedürel hatalarda Profile .04 grubunda 10, GT Rotary grubunda 5 komplikasyon bildirilmiştir.

Gustavo ve ark. 2010 yılında [125] yaptıkları çalışmada, Protaper Universal F3 ve F4 Densply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) eğelerin, eğimli kanallarda oluşturdukları düzleşme miktarları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda F4 eğe ile düzleşme oluşma riski, F3 eğeye oranla istatistiksel olarak

anlamli bir sekilde yuksek bulunmuştur. Araştırmacılar bu sonucu F4 eğenin daha küçük konisiteye sahip olmasına rağmen, uç kısımda 40 no. olmasıyla ilişkilendirmişlerdir. Alet kalınlığı arttıkça eğenin sertliğinin ve dolayısıyla düzleşme oluşturma riskinin arttığı birçok araştırmada da bildirilmiştir [47][108][136] [137][138][139] .

Kök kanalında meydana gelen düzleşmede, alet esnekliği önemli bir rol oynamaktadır [140]. Alet esnekliğinin ise aletin kalınlığının yanısıra konisitesine de bağlı olduğu bildirilmiştir. Eğimli kanalların apikal kısmının şekillendirilmesi için 0.02 konisiteli eğelerin kullanımının daha güvenli olabileceği önerilmiştir [141].

2012'de Bürklein ve ark. [142] yaptıkları çalışmada, 25°-39° arasında kanal eğimine sahip 80 diş, Reciproc, WaveOne, Mtwo ve ProTaper eğeler ile şekillendirilmişlerdir. Çalışmada şekillendirme öncesi ve sonrası alınan radyografilerin karşılaştırılması yapılmış ve kanallarda meydana gelen düzleşme miktarları hesaplanmıştır. Ayrıca preparasyon süresi, kırık alet sayısı ve kanalların temizlenme etkinlikleri de karşılaştırılmıştır. Kanallarda en az düzleşme Mtwo daha sonra sırayla WaveOne, ProTaper ve Reciproc gruplarında görülmüştür. Fakat gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En hızlı şekillendirme Reciproc ile sağlanmış, WaveOne grubu ise Protaper ve Mtwo gruplarından anlamlı olarak daha hızlı bulunmuştur. SEM ile kanal temizleme etkinliklerine bakıldığında en fazla debris ProTaper grubunda görülmüş Mtwo, WaveOne ve Reciproc arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Smear tabakasına bakıldığında ise 4 grup arasında fark bulunmamıştır.

Bürklein ve ark. [143] yaptıkları bir araştırmada 25°- 35° arasında eğime ve 2,5-10,1 mm arasında kurvatür yarıçapına sahip 80 diş 4 gruba ayrılmış, 1. grup Mtwo eğeler ile 30 no.'ya kadar, 2.grup Reciproc, 3.grup F360 ve 4. grup OneShape eğeler ile şekillendirilmiştir. Radyografi alınırken dişler, sabit bir pozisyonda durmaları için silikon esaslı ölçü maddesinden (Silaplast Futur; Detax, Ettlingen, Germany) yapılmış bir kalıbın içerisine sabitlenmiştir. Bu

kalıbın içerisine akrilik ile sabitlenmiş paralel radyografi apareyi ve Kodak Ultra-speed film (Kodak,Stuttgard,Germany) sabitlenmiştir. Böylece şekillendirme öncesi ve sonrası radyografiler standart bir şekilde alınmıştır. Kanalların orjinal aksı Reciproç eğe ile şekillendirilen grupta en başarılı şekilde korunmuştur. Gruplar arasında bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Hiçbir grupta eğe kırılması veya deformasyonunun meydana gelmediği belirtilmiştir. Çalışma uzunluğunun kaybedilmesine bakıldığında, Mtwo ile şekillendirilen 2 kanalda,F360 grubunda 2 kanalda, Reciproç grubunda 3 kanalda ve OneShape grubunda 1 kanalda 0.5 mm civarında kanal boyunda kısalma tespit edilmiştir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Şekillendirme sürelerine bakıldığında ise Reciproç ile en hızlı şekillendirme yapılırken ardından sırayla OneShape, F360 ve Mtwo gelmiştir.

Bu metodoloji ile yapılan çalışmalarla, şekillendirme sırasında oluşabilecek transpostasyon ve basamak gibi komplikasyonlarla ilgili önemli veriler elde edilmiştir. Fakat bu değerlendirmeler iki boyut üzerinden yapılmıştır.Oysaki şekillendirme sırasında kök kanalında oluşan değişimler üç boyutlu gerçekleşmektedir [144]. Bundan dolayı kök kanallarının bilgisayarlı tomografi ile taranmasıyla gerçekleştirilen çalışmalar, son zamanlarda daha fazla ön plana çıkmıştır.Bilgisayarlı tomografi ile yapılan çalışmalarla kanallardaki hacim değişiklikleri, kesitlerin incelenmesi, yüzey alanının incelenmesi ve düzleşmenin hangi yönde olduğu gibi parametreler invaziv olmayan bir şekilde incelenebilmektedir.

Sung-Yeop ve ark. [38] 2011 yılında, 20° - 45° eğime sahip kanalları ProTaper eğeler ile şekillendirmişlerdir. 1. gruptaki kanallar rotasyon hareketi ile, 2. gruptaki kanallar ise resiprokal hareket ile şekillendirilmiştir. İki grup arasında micro-CT ile yapılan karşılaştırma sonucu düzleşme ve kanal hacmindeki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.Sonuç olarak, rotasyonel harekette olduğu gibi resiprokal hareket ile de kanal şekillendirilmesinin güvenle yapılabileceğini bildirmişler.Araştırmacılar resiprokal hareket sırasında, saat yönünün tersine hareket ile eğenin dentine gömülmesi engellendiği ve stres altında kalan eğe rahatladığı için resiprokal hareketin

eğenin ömrü açısından bir avantaj sağlayabileceğini bildirmişlerdir. Sonuç olarak şekillendirme sırasında oluşabilecek prosedürel hatalara karşı resiprokal hareketin rotasyonel harekete başarılı bir alternatif olduğu bildirilmiştir.

2011 yılında Paque ve ark. [145] benzer bir çalışma yapmış, rotasyon ve resiprokal hareket ile yapılan şekillendirmelerde düzleşme miktarını, dentin hacmindeki farkı ve şekillendirilebilen kanal duvarı yüzdesini mikro-CT ile incelemiştir. 20° - 40° eğime sahip kanallar çalışmaya dahil edilmiştir. 1. gruptaki kanallar sırayla SX, S1, S2, F1 ve F2 eğeler ile rotasyon hareketi kullanılarak şekillendirilmiştir. 2. gruptaki dişler ise sadece F2 kullanılarak resiprokal hareket ile şekillendirilmiştir. Dişlerin şekillendirme öncesi ve sonrası taranması yüksek çözünürlüğe sahip mikro-CT (μ CT 40; Scanco Medical, Brüttisellen, Switzerland) ile yapılmıştır. Sonuçlarda sadece koronal bölgede, resiprokal hareket yapılan grupta, rotasyonel hareket yapılan gruba göre düzleşme miktarı anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Gruplar arasında orta ve apikal bölümlerdeki düzleşme miktarları, kanal hacimlerindeki fark ve şekillendirilen kanal yüzeyleri arasında anlamlı derecede bir fark bulunmamıştır. Tek ege kullanılarak yapılan resiprokal şekillendirme ile rotasyonel şekillendirmeye göre çok daha hızlı çalışıldığı belirtilmiştir. Araştırmacılar resiprokal hareket ile istenilen konisiteye daha kısa zamanda ve güvenilir olarak ulaşılabileceğini bildirmişlerdir.

2012 yılında Yamamura ve ark. [146] yaptıkları çalışmada benzer kesit özelliklerine sahip olan fakat farklı alaşımlardan üretilmiş olan EndoSequence (Brasseler USA, Savannah, GA) ve Vortex (Densply, Tulsa Dental Specialities) eğelerinin kök kanalında oluşturdukları düzleşme miktarını karşılaştırmışlardır. Her iki ege sistemi de üçgen kesite ve kesici olmayan uca sahiptir. Vortex eğeler M-teli alaşımdan üretilirken, EndoSequence nikel titanyum alaşımdan üretilmişlerdir. 20°- 40° eğime sahip dişler, şekillendirme öncesi SkyScan 1076 micro-CT (Aartselaar, Belgium) ile taranmıştır. Dişler apikal 30 no. 0.04 konisiteye sahip eğeler ile şekillendirme sonrası taranmış, sonrasında apikal şekillendirme 40 no. 0.04 konisiteye taşınıp tekrar tarama yapılmıştır. 1, 3, 5 ve 7 mm.'deki düzleşme miktarlarına ayrı ayrı bakılmıştır. Sonuçlara göre 7

mm.'deki furkasyon bölgesinde hem 30 no. 0.04 konisite grubunda hem de 40 no. 0.04 konisite grubunda, EndoSequence grubunda oluşan düzleşme miktarı Vortex grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 1, 3, ve 5 mm.'de gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. EndoSequence grubu kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise 7mm.'deki düzleşme miktarı 1, 3, ve 5 mm.deki düzleşme miktarlarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar bu sonucu M-teli teknolojisi ile sağlanan esneklik ile açıklamışlardır.Klasik nikel titanyum alaşımından üretilmiş EndoSequence eğelerde 7mm.'de görülen düzleşme miktarı, eğenin kalınlığıyla ters orantılı olarak esnekliğinin az olmasıyla açıklanmıştır. Ortalaması alındığında iki grup arasında anlamlı bir farkın olmaması ise iki ege sisteminin de benzer özelliklere sahip olmaları ile açıklanmıştır. Araştırmacılar, eğelerin üretildikleri metallerin etkisinin özellikle büyük numara eğelere kadar şekillendirme yapıldığında daha çok ortaya çıkacağını da bildirmişlerdir.

2013 yılında Junaid ve ark. [147] yaptıkları çalışmada, WaveOne (Densply Tulsa Dental Specialities) ve Twisted File (SybronEndo, Orange, CA) döner alet sistemlerinin şekillendirme özellikleri mikro-CT ile incelemişlerdir. İki grupta da apikal şekillendirme 0,08 konisiteye sahip 25 numara ege ile yapılmıştır. Resiprokal hareket ile çalışan tek ege sistemi WaveOne ile, rotary hareket yapan Twisted File sistem arasında, kanalda oluşan düzleşme miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Araştırmacılar kanalda oluşan düzleşme miktarının başka etkenlere bağlı olduğunu da vurgulamışlardır; eğenin metalürjik özelliklerinin yanısıra kesiti ve boyutları, operatörün şekillendirme tekniği, kök kanal sisteminin anatomisi kanalda oluşan düzleşme üzerinde etkili önemli faktörlerdir. Peters, kök kanalında meydana gelen değişikliklerin, kullanılan teknikten çok, kök kanalındaki çeşitliliklerden etkilendiğini vurgulamıştır.[22] Bundan dolayı kök kanal şekillendirilmesi çalışmaları değerlendirilirken mutlaka kök kanal anatomisinin etkisi de yoruma dahil edilmesi gerektiğini bildirmiştir.

2.8. Çalışmada İncelenen Şekillendirme Sistemleri

2.8.1. WaveOne

(Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

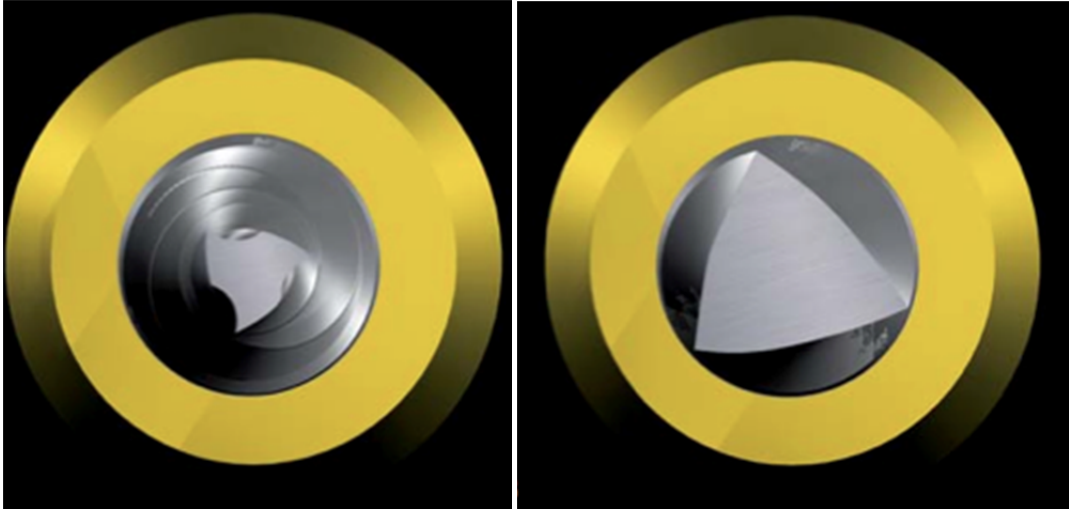
WaveOne tek eğe sistemi, Densply Maillefer tarafından 2011 yılında piyasaya sunulmuştur. Firmanın önerisine göre kanal açıklığının kontrol edilebilmesi için bir adet el eğesi ve kanala uygun seçilen bir WaveOne eğe ile kanal şekillendirmesi tamamlanabilmektedir.



Resim 16: WaveOne eğeler [148]

WaveOne eğeler, özel resiprokal hareket programına sahip endodontik motoru ile beraber kullanılmaktadır; kendine özel bir resiprokal açı yapar ve saat

yönünün tersine hareket saat yönündeki hareketten daha büyüktür. Saat yönünün tersinde dentini kesme hareketi gerçekleşirken, saat yönünde eğe serbest kalır ve rahatlar. WaveOne eğeler aktif çalışan uzunlukları boyunca tersine heliks yapıya ve iki ayrı kesite sahiplerdir. Eğelerde, D1-D8 arası modifiye konveks üçgen kesit görülürken, D9-D16 arası konveks üçgen kesit görülmektedir. WaveOne eğeler iki ayrı kesite sahip olmakla beraber, aktif çalışan uzunlukları boyunca değişkenlik gösteren helikal açığa ve spiraller arası mesafeye sahiplerdir. Bu özellik ile eğenin kanala vidalanmasının önüne geçilmesine çalışılmıştır.



Resim 17: WaveOne, apikalde modifiye konveks üçgen, kuralde konveks üçgen kesit [148]

Sistemde kanal genişliğine göre seçilecek 3 eğe vardır;

WaveOne Small: Dar kanallar için,

WaveOne Primary: Orta genişlikte kanallar için,

WaveOne Large: Geniş kanallar için kullanılır.

Eğe seçimi:

Giriş kavitesi açıldıktan ve kanallara düz bir giriş sağlandıktan sonra eğer 10 no. bir K-tipi eğe kanalda güçlkle ilerliyorsa WaveOne Small eğe şekillendirmede kullanılmak üzere seçilir. Kanalların büyük bir çoğunda şekillendirme WaveOne Primary ile tamamlanabilir. 20 no bir K-tipi eğe çalışma uzunluğunca kolaylıkla ilerliyor ise WaveOne Large eğe tercih edilmelidir.

Eğelerin özellikleri:

WaveOne Small eğe: Eğenin uç kısmı ISO 21'dir ve 6% sabit bir konisiteye sahiptir.

WaveOne Primary: Eğenin uç kısmı ISO 25'tir. Apikalde 8% olan ve koronale doğru azalan bir konisiteye sahiptir.

WaveOne Large: Eğenin uç kısmı ISO 40'tır. Apikalde 8% olan ve koronale doğru azalan bir konisiteye sahiptir.

Şekillendirme Protokolü:

- 1- Kanallara düz bir giriş sağlanır.
- 2- Kanal boyu preoperatif radyografi ile tahmini olarak belirlenir.
- 3- 10 no. bir eğe ile visköz veya sıvı bir şelatör ajan kullanılarak tahmini kanal boyuna ulaşılır ve eğe rahat hareket edebilene kadar şekillendirilir.
- 4- Kanala uygun WaveOne eğe seçilir.
- 5- Kanalda pasif olarak 2-3 gagalama hareketi yapılır.Eğe kesinlikle zorlanmaz, eğenin sıkıştığı noktada alet kanaldan çıkarılır.

- 6- Eğe zerindeki dentin talaşları temizlenir, kanal irige edilir. Kanalın kuralal üçte ikisine ulaşılana kadar 3. ve 5. basamaklar tekrar edilir.
- 7- 10 no. eğe ile apikal açıklık kontrol edilir, kanal boyu belirlenir, irigasyon yapılır.
- 8- WaveOne eğe ile çalışma uzunluğunca şekillendirilir, kanallar irige edilir. Rekaptlasyon yapıldıktan sonra tekrar irigasyon yapılır. Kullandığımız WaveOne eğenin apikal çapına sahip bir ISO el eğesi ile apikal çap kontrol edilir.Eğer el eğesi apikale sıkışıyorsa şekillendirme tamamlanmıştır.El eğesi apikalde sıkışmıyor ve serbest kalıyorsa bir büyük Numara WaveOne eğe ile preparasyon tamamlanmalıdır.
- 9- İrigasyon yapılarak şekillendirme bitirilir

Firmanın önerisine göre eğeler hem kırılma riskine karşı hem de çapraz enfeksiyon riskine karşı tek sefer kullanılmalıdır.

2.8.2. OneShape

(Micro Mega, Basençon, France)

Saat yönünde sürekli rotasyon ile çalışan bu tek eğe sisteminde tüm kanallar için bir tek eğe sunulmuştur. Klasik nikel-titanyum alaşımdan üretilen bu eğenin uç kısmı 25 numaradır ve eğe çalışma kısmı boyunca 6% sabit bir konisiteye sahiptir. Eğe alışma kısmı boyunca farklı kesitlere sahiptir. Eğenin kesitlerini incelendiğinde uç kısmında 3 simetrik kesici kenar varken, orta kısımlara gelindiğinde asimetrik 3 kesici kenardan, 2 kesici kenara doğru bir değişim olduğu görülür. Koronal kısımda ise S- şeklinde bir kesite sahip olup, 2 kesici kenara sahiptir. Firma bu asimetrik dizayn ile sürekli saat yönündeki hareket ile oluşabilecek vidalanmanın önlenmesini amaçlamaktadır. Kesici olmayan bir uca sahip olan OneShape eğenin 400 rpm hız ve 4 Ncm tork ile kullanılması önerilmektedir.



Resim 18: OneShape eğenin değişken kesiti; uç kısmında 3 kesici uca sahipken (solda) koronal bölgede 2 kesici uca (sağ) sahip kesit. (x45 büyütme ile) [143]

Şekillendirme protokolü:

1. Preoperatif radyografi ile tahmini çalışma boyu belirlenir.
2. Kanallara düz bir giriş sağlandıktan sonra kanal açıklığı 10 no. bir K tipi eğe ile kontrol edilir, irigasyon yapılır. Kanal girişleri ENDOFLARE veya koronal genişletme için kullanılan başka bir teknik ile genişletilir.
3. 10 no. eğe ile tahmini çalışma uzunluğuna rahatlıkla ulaşılabiliyorsa 15 no. bir K tipi eğe ile tahmini çalışma uzunluğuna ulaşılır.İrigasyon yapıldıktan sonra OneShape eğe ile şekillendirmeye geçilebilir.

4. 10 no. eğe tahmini çalışma uzunluğuna kadar ilerletilemiyorsa G-eğeler (G1 ve G2-.,Micro Mega) kullanılarak tahmini çalışma uzunluğuna ulaşılır.İrigasyon yapıldıkta sonra OneShape eğe ile şekillendirmeye geçilebilir.
5. Çalışma boyu hesaplandıktan sonra, OneShape eğe çalışma boyunun 2/3'ü kadar ilerlenecek şekilde ve basınç uygulamadan çevresel eğeleme hareketi yapılarak kanala yerleştirilir.
6. Kanal irige edilir, kanal açıklığı 10 no. K tipi eğe ile kontrol edilir, eğe üzerindeki talaşlar temizlenir.
7. Eğe tekrar kanala yerleştirilir ve çalışma boyundan 3 mm geride olacak şekilde basınç uygulamadan şekillendirmeye devam edilir.İrigasyon, rekaptülasyon ve eğenin temizliği yapılır.
8. Eğe tekrar kanala yerleştirilir ve çalışma boyuna ulaşılır. Kanal anatomisine göre çalışma boyuna ulaşılması için birkaç giriş daha gerekebilir.
9. Kanal anatomisine göre yukarı yönde çevresel eğeleme ile preparasyon bitirilebilir.

Firmanın önerisine göre OneShape eğe tek bir dişin tedavisinde kullanılmalıdır.çok kanallı bir dişte ise, bir veya iki kanalın şekillendirilmesinden sonra eğe üzerinde bir deformasyon oluştuğu taktirde eğe değiştirilmelidir.



Resim 19: OneShape eğe ve kesitleri [149]

2.8.3. Twisted File Adaptive

(SybronEndo, Orange, CA)

Twisted File Adaptive, hem rotasyon hem de resiprokasyon hareketlerin kombine edildiği bir şekillendirme sistemidir. Bu sistemde Twisted File eğeler, Elements motor ile kullanılmaktadır. Şekillendirme sırasında eğe üzerinde fazla stres yok ise devamlı rotasyon hareketi gerçekleşirken (600° - 0°) eğe üzerindeki baskı arttığında resiprokal hareket devreye girmektedir. TFA sisteminde resiprokal hareket, eğenin maruz kaldığı strese göre 20° - 50° arasında gerçekleşmektedir.

Firma dar kanallar için SM1, SM2, SM3 ve orta/geniş kanallar için ML1, ML2, ML3 eğeleri sunmuştur.



Resim 20: Twisted File Adaptive rotasyon-resiprokasyon kombine hareket açılıarı [150]

Eğelerin Özellikleri:

Dar kanallar için;

SM1 : Uç kısmı 20 no, 4% konisiteye,

SM2 : Uç kısmı 25 no, 6% konisiteye,







SM3 : Uç kısmı 35 no, 4% konisiteye sahiptir.

Orta/Geniş kanallar için;

ML1 : Uç kısmı 25 no, 8% konisiteye,

ML2 : Uç kısmı 35 no, 6% konisiteye,

ML3 : Uç kısmı 50 no, 4% konisiteye sahiptir.

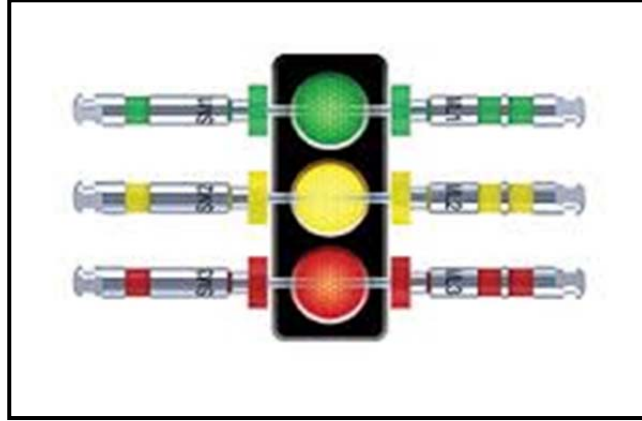
	SM1: #20/ .04	SM2: #25/ .06	SM3: #35/ .04
SMALL (SM)			
	ML1: #25/ .08	ML2: #35/ .06	ML3: #50/ .04
MEDIUM/ LARGE (ML)			

Şekil 2: Twisted File Adaptive eğeleri ve özellikleri [150]

Şekillendirme protokolü:

- 1- Apikal açıklık 8 -15 no. el eğeleri ile sağlandıktan sonra hangi ege serisini kullanacağımız belirlenir.
- 2- 15 no. K tipi ege ile tahmini kanal boyuna ulaşmakta zorlanılıyorsa dar kanallar için olan SM (*small*) serisi ile, 15 no. K tipi ege ile tahmini kanal boyuna ulaşıldığında ege serbest kalıyorsa orta/geniş kanallar için olan ML (*medium/large*) serisi şekillendirme için kullanılır.
- 3- Elements motordan '*TF Adaptive*' ayarları seçilir.
- 4- Yeşil bantlı ege (*SM1 veya ML1*) ile şekillendirmeye başlanır, Ege dentine sıkışınca geri çekilir.Kesinlikle apikal yönde kuvvet uygulanmaz.
- 5- Kanal irigasyonu ve 15 no. ege ile apikal açıklığın kontrolü yapılır.Ege üzerindeki dentin talaşları temizlenir.
- 6- Çalışma uzunluğuna ulaşılan dek 4. ve 5. basamaklar tekrar edilir.
- 7- Sarı (*SM2 veya ML2*) bantlı ege ile 4. ve 5. basamaklar tekrar sonlandırılır.
- 8- Daha geniş bir apikal çap isteniyor ise kırmızı bantlı eğeler ile (*SM3 veya ML3*) 4. ve 5. basamaklar tekrar edilir.

Eğe sırasının hafızada kolay bir şekilde kalması için firma trafik ışıklarının sırasını baz almıştır. Kanalın dar veya orta/geniş olmasına göre hangi serisin kullanılacağına karar verildikten sonra, yeşil eğe ile şekillendirmeye başlanır. Ardından gelen ise aynen trafik ışıklarında olduğu gibi sarı ve daha sonra da yeşildir.



şekil 3 : Trafik ışıklarını esas alan TFA eğe sistemi [151]

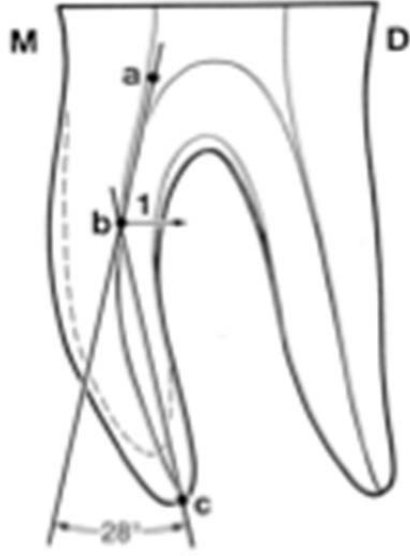
Üretici firmanın önerisine göre Endovac sistemi ile irigasyon yapılacak ise dar kanallar SM3'e kadar, geniş kanallar ise ML2'ye kadar genişletilmelidir. Çalışmamızda Endovac sistem kullanılmamıştır. Tüm gruplarda, irigasyon işlemi için ucu yuvarlatılmış, yandan perfore iğneler kullanılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Dişlerin Seçilmesi

Çalışmada 60 adet insan alt molar diş kullanılmıştır. Dişleri seçerken kök rezorpsiyonu bulunmamasına, kırık veya çatlak olmamasına, kanallarda kalsifikasyon olmamasına, apekslerinin kapanmış olmasına, daha önce bir endodontik tedavi yapılmamış olmasına dikkat edilmiştir. Çalışma süresine kadar dişler izotonik sodyum klorür içerisinde bekletilmiştir. Dişlerin seçimi ve grupların homojenitesi belirli kriterlere göre sağlanılmaya çalışılmıştır:

Dişlerin kök kanal kurvatürleri Schneider yöntemine göre hesaplanmıştır [152] . Örnek dişlerden radyografiler alındıktan sonra AutoCad programı kullanılarak kanal eğimleri hesaplanmıştır. Bu yöntemde üç adet referans noktası bulunmaktadır. Kanal ağzına A noktası, eğimin başladığı noktaya B, kanalın bittiği noktaya C dersek AB noktalarının birleştirilmesiyle oluşan doğru ile BC noktalarının birleştirilmesiyle oluşan doğrunun yaptığı dar açı kök kurvatürünün açısını vermektedir. Bu hesaplamalar AutoCad 2011 software (Mechanical Desktop Power Pack; Microsoft, Remond, WA) isimli teknik çizim ve tasarım programı ile yapılmıştır. Kurvatür dereceleri 20°-40°, kanal çapı ise 2,5-10,1 mm. arasında değerlere sahip dişler çalışmaya dahil edilmiştir.



Şekil 4 : Schneider yöntemi ile kanal kurvatürünün hesaplanması [153]

3.2. Kanalların Şekillendirilmesi

Çalışmada kullanılan 60 adet diş, yirmişer adet olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. 10 numaralı K tipi eğe (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile kanal yolunun açıklığı kontrol edilmiştir. Çalışmanın standardizasyonu için tüm dişlerde 18 mm. çalışma uzunluğu ile çalışılmıştır. Bunun için dişler 18 mm. uzunluğa sahip olacak şekilde asetat kalemi ile işaretlenmiş ve kuron kısımları elmas separe (Acurata, Thurmansbang, Bavarian Forest, Germany) ile kesilmiştir. Bütün gruplarda şekillendirme sırasında ve her eğe değişimi sonrasında kanallar 2 ml. 5%'lik sodyum hipoklorit (Wizard, Rehber Kimya San., İstanbul, Türkiye) ile yıkanmıştır. Şekillendirme işlemleri gruplara göre şu şekilde yapılmıştır:

3.2.1. Grup 1. WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)

WaveOne grubunda şekillendirme, WaveOne Primary eğe ile yapılmıştır. Şekillendirmeye başlanmadan önce kanal açıklığı 10 ve 15 no. K tipi eğeler ile kontrol edilmiştir. Kanal yolu açıklığının (*glide path*) sağlanması için ekstra bir işlem veya kuronal genişletme yapılmamıştır. Kanallarda şekillendirmeye başlamadan önce eğe üzerindeki rondel çalışma uzunluğu 18 mm. olacak şekilde ayarlanmıştır. WaveOne Primary eğe ile şekillendirme yaparken eğe basınç uygulanmadan kanala yerleştirilmiş ve 2-3 gagalama hareketi yapıldıktan sonra geri çekilmiştir. Her 2-3 gagalama hareketinden sonra eğe kanaldan çıkarılmış, üzerindeki talaşlar temizlenmiş ve kanallar irige edilmiştir. Kanal yolu açıklığı 10 no. bir el aleti ile kontrol edildikten sonra aynı şekilde çalışma boyunca ulaşıncaya dek şekillendirme devam etmiştir. Şekillendirme işlemi tamamlanan kanallara 18 mm. çalışma uzunluğunda olacak şekilde WaveOne Primary eğe yerleştirilmiş ve standart radyografiler alınmıştır. Bu işlem hem çakıştırma yapılabilmesi için hem de çalışma uzunluğunda bir kısalmanın meydana gelmediğini görebilmek için yapılmıştır. Ayrıca şekillendirme sonrası alınan bu radyografiler ile basamak ve perforasyon oluşumunun gerçekleşip gerçekleşmediği de incelenmiştir.

3.2.2 Grup 2. OneShape (Micro Mega Basençon, France)

OneShape eğeler ile şekillendirme yapılacak grupta kanal yolu açıklıkları 10 ve 15 no. K tipi eğeler ile kontrol edilmiştir. Bunun dışında kuronal genişletme veya kanal yolu açıklığının sağlanması gibi ek bir işlem yapılmamıştır. Firma kanalları dar/geniş olarak sınıflandırmamış, tüm kanalların preparasyonu için tek bir eğe seçeneği sunmuştur. Bundan dolayı herhangi bir eğe seçimi yapmadan örnek kanalların şekillendirilmesi için 25 no., 0.06 konisiteye sahip OneShape eğeler kullanılmıştır.

Kanalların şekillendirilmesinde OneShape eğe basınç uygulanmadan kullanılmış ve 2-3 çevresel eğeleme yapıldıktan sonra kanaldan çıkarılmıştır. Eğe üzerindeki talaşlar temizlenmiş, kanal irige edilmiş ve kanal açıklığı 10 no. bir el aleti ile kontrol edilmiştir. Bu işlemler tamamlandıktan sonra eğe tekrar

kanala yerleştirilerek çalışma uzunluğuna ulaşıncaya dek aynı şekilde şekillendirme işlemine devam edilmiştir. Şekillendirme işlemi bittiğinde kanal irige edilmiş ve şekillendirmenin yapıldığı OneShape eğe 18 mm. olacak şekilde kanala yerleştirilmiştir. Şekillendirme sonrası radyografi hem karşılaştırma işlemi için hem de çalışma uzunluğunun kaybı, basamak ve perforasyon değerlendirmeleri için kullanılmıştır.

3.2.3. Grup 3. Twisted File Adaptive (SybronEndo)

Twisted File Adaptive grubunda, firmanın dar kanalların şekillendirilmesi için sunduğu SM1 (no.20, 0.04 konisite) ve SM2 (no.25, 0.06 konisite) eğeler kullanılmış, tüm gruplarda apikal genişliğin ISO 25 olması için SM3 eğe kullanılmamıştır. Şekillendirmenin SM3 eğe kullanılmadan, SM1 ve SM2 eğeler ile bitirilmesi firmanın diş hekimine sunduğu bir seçenektir. Apikal preparasyonun SM3 eğe ile 35 no./0.04'e arttırılması opsiyonel olarak bırakılmıştır.

Twisted File Adaptive grubunda da diğer gruplarda olduğu gibi kural genişletme ve kanal yolu açıklığının sağlanması gibi ek bir işlem yapılmadan, sadece 10 no. el eğesi ile kanal yolu açıklığı kontrol edildikten sonra şekillendirmeye başlanmıştır. İlk eğe olan yeşil bantlı SM1 eğe ile apikal yönde basınç uygulamadan şekillendirmeye başlanmıştır. Eğenin dentine sıkıştığı hissedildiğinde eğe kanaldan çıkarılmış, üzerindeki talaşlar temizlenip, kanallar irige edilmiştir. Kanal yolu açıklığı 15 no. bir el eğesi ile kontrol edildikten sonra tekrar kanala giriş yapılmış ve çalışma uzunluğuna ulaşıncaya dek bu basamaklar tekrar edilmiştir. SM1 eğe ile çalışma uzunluğuna ulaşıldıktan sonra bu eğe çıkarılmış ve SM2 eğeye geçilmiştir. Kanallar irige edildikten sonra aynı işlemler SM2 eğe ile çalışma uzunluğuna ulaşıncaya dek tekrar edilmiştir.

Şekillendirme işlemi bittiğinde kanal irige edilmiş ve şekillendirme sonrası radyografinin alınması için kanalda kullanılan son eğe olan SM2 eğe 18 mm. çalışma uzunluğunda olacak şekilde kanala yerleştirilmiştir. Bu şekilde alınan radyografi ile basamak, perforasyon varlığı ve çalışma uzunluğunda bir kaybın

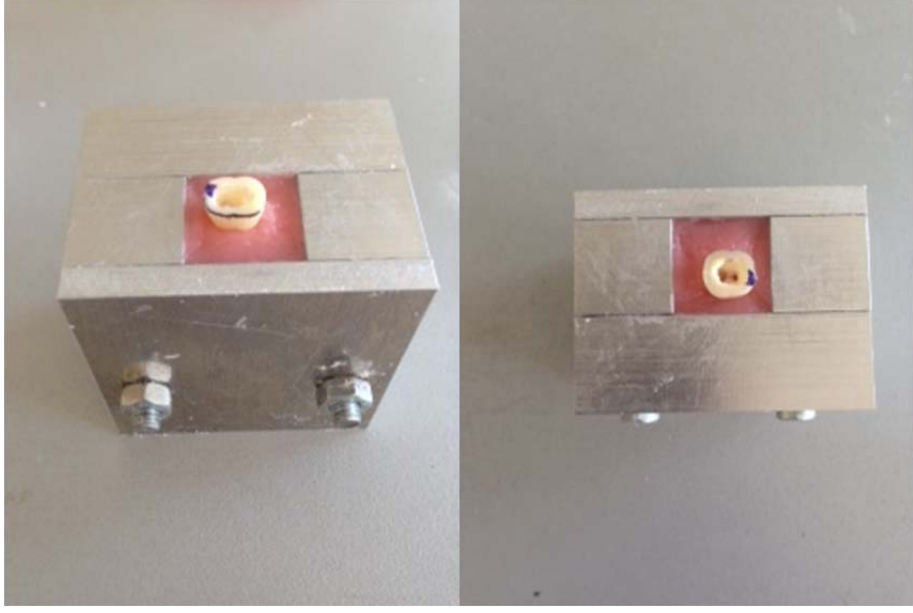
olup olmadığı, değerlendirilmiş, şekillendirme öncesi 10 veya 15 no. K tipi eğe ile alınan radyografi ile çakıştırma işleminin yapılması sağlanmıştır.

3.3. Deney Düzeneğinin Hazırlanması

Çalışmamızda modifiye Bramante tekniği kullanılmıştır. [1][119]. Bu teknikte kullanılan kalıpta U-şeklinde bir orta blok ve iki yan duvar 3 çivi ile birleştirilmiştir.



Resim 21: Akrilik blokların hazırlanmasında kullanılan model



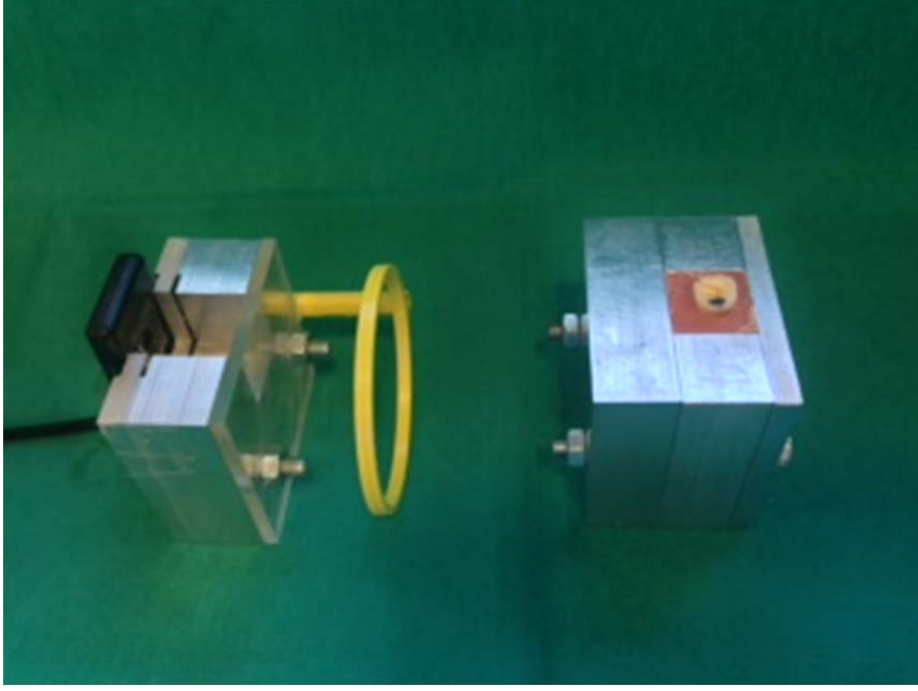
Resim 22 :18 mm.'de kuronu kesilerek akrilik içerisine gömülen bir rnek

Kalıbın birleştirilmesi ile oluşan boşluk, dişlerin gömülmesi için akriliğin döküleceği kalıp olarak kullanılmıştır. Bu alan, akrilik sertleştikten sonra kalıbın kolay çıkarılabilmesi için bir pamuk çubuk yardımıyla vazelin ile sıvanmıştır. Akrilik karıştırılıp kalıba döküldükten sonra, 18 mm.'de kuronları kesilen dişler bir presel ile tutularak akriliğin içerisine gömülmüştür.



Resim 23: Akrilik içerisine gmlm ve numaralandırılmış WaveOne grubu

Akriliğin sertleşmesi tamamlanınca, metal kalıbın çivileri çıkarılarak açılmıştır. Akrilik blok, kalıp içerisinden çıkarılmış ve örnek numarası akrilik üzerine asetat kalem i ile yazılmıştır.



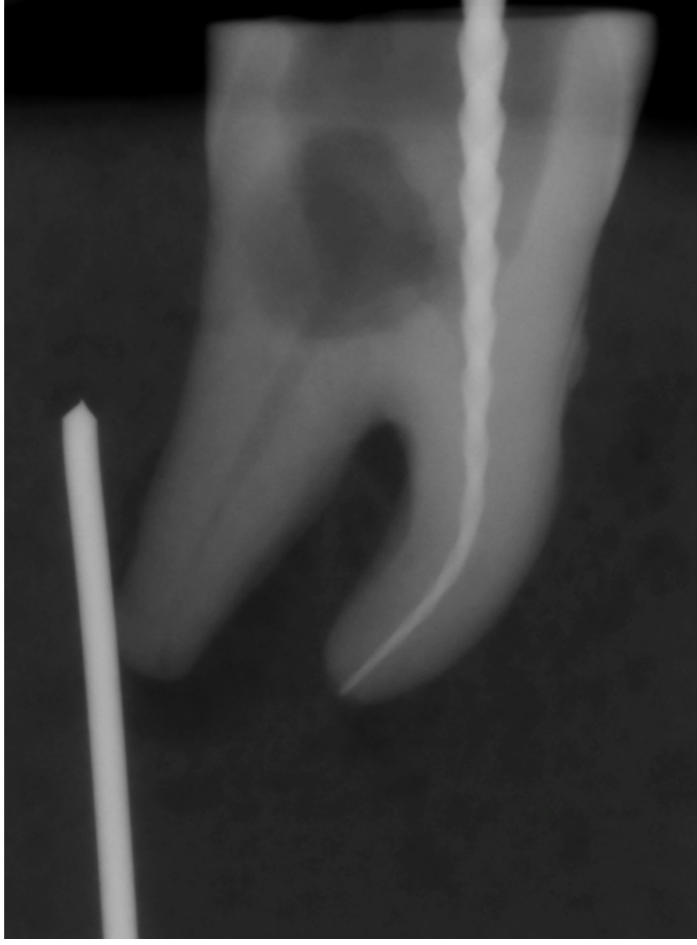
Resim 24: Standart radyografi alma amacıyla hazırlanan kalıp ve akrilik blokların hazırlanmasında kullanılan kalıp

Örnek dişlerin akrilik bloğa gömülmesinden sonra, bu bloklar standart radyografi alma amacıyla hazırlanan kalıbın içerisine yerleştirilmiştir. Bu kalıbın pleksi olan kısmına standart radyografi alma amacıyla kullanılan apacey sabitlenmiştir. Kalıbın karşı tarafına ise digital radyografi almamızı sağlayan sensör (Kodak RVG 6100; KODAK, Rochester, NY) yerleştirilmiştir. Böylece alınan tüm radyografiler aynı açıda ve konumda alınmış, sensör-diş, diş-kon arası mesafe sabit tutulmuş, şekillendirme öncesi ve sonrası alınan radyografilerde standardizasyon sağlanabilmiştir. Sensör-diş arası 5 mm., diş-kon arası ise 50 cm. olacak şekilde ayarlanmıştır.



Resim 25: Kanal eğiminin AutoCad programında hesaplanması

Akrilik içerisine gömülü dişlerden şekillendirme öncesi 10 veya 15 no. K tipi eğeler ile radyografiler alınmıştır. Bu radyografiler ile kanal kurvatür eğimleri hesaplanmış, 20°-40° arasında eğime ve 2,5-10,1 mm çapa sahip dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Kanal eğimi ve çapın hesaplanmasında AutoCad programı kullanılmıştır.



Resim 26: Şekillendirme sonrası OneShape eğe ile alınan örnek film

Kanal eğimleri ve çapları hesaplanan örnek dişler homojen 3 gruba ayrılmıştır. 1. grup WaveOne Primary eğe ile, 2. grup OneShape eğe ile , 3. grup Twisted File Adaptive SM1 ve SM2 ile eğeler ile şekillendirilmiştir. Tüm gruplardaki şekillendirmeler tamamlandıktan sonra 1. grup için WaveOne primary eğe, 2. grup için OneShape eğe, 3. grup için SM2 eğe kanala yerleştirilerek şekillendirme sonrası radyografiler alınmıştır. Her eğe, örnek çalışmalardaki gibi 4 kanalda kullanılıp atılmıştır [154][155].



Resim 27: Dişin kontürleri ve referans obje görüntüleri üstüste getirilerek yapılan çakıştırma işlemine örnek

Şekillendirme öncesi 15 no. K tipi eğeler ile alınan radyografiler ile şekillendirme sonrası alınan radyografiler çakıştırma yapılarak karşılaştırılmışlardır. Radyografiler x10 büyütülerek yarı saydam aydınır kağıtlara basılmıştır.

Üstüste getirilen radyografilerde iki ege ucu arasındaki açı hesaplanmış ve düzleşme miktarı olarak kaydedilmiştir. Ayrıca şekillendirme işlemi süresince kronometre ile zaman tutulmuş , şekillendirme süreleri de kaydedilmiştir. Klinik çalışmayı yansıtmayı amacıyla irigasyon zamanı, ege üzerindeki talaşların temizlenmesi, rekapütilyasyon ve sadece Twisted File Adaptive grubu için geçerli olan ege değiştirme süreleri de çalışma süresine dahil edilmiştir.

Her örnek için, şekillendirme sırasında oluşabilecek çalışma boyunun kaybedilmesi, perforasyon, alet kırılması gibi komplikasyonlar şekillendirme sonrası alınan radyografiler ile değerlendirilmiştir. Twisted File Adaptive grubunda 2 eğe ile çalışıldığı için hem bu grubun total çalışma zamanının ikiye bölünmesi ile hem de normal çalışma zamanı ile karşılaştırmalar yapılmış, böylece eğe başına düşen zaman da hesaplanmıştır.

3.4. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametreler normal dağılım gosterdiği için, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ duzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışma 03.12.2013 - 30.01.2014 tarihleri arasında 60 örnek ile yapılmıştır. Örneklerin 20'sinde WaveOne Primary eğe ile, 20'sinde OneShape eğe ile ve 20'sinde Twisted File Adaptive SM1, SM2 eğeler ile kök kanal şekillendirmeleri yapılmıştır. **Tablo 1, Tablo 2 ve Tablo 3**'te eğe sistemlerine göre kanallarda oluşan düzleşme miktarını ve şekillendirme sürelerini toplu halde göstermektedir.

Tablo 1: Grupların düzleşme miktarı açısından değerlendirilmesi

Düzleşme Miktarı	
Post Hoc Tukey HSD	
Ort±SS	
¹ WaveOne	1,28±0,27
² OneShape	1,06±0,30
	1>2* ,3 **
³ Twisted File Adaptive	0,99±0,29
p	0,007**
<i>Oneway ANOVA Test</i>	<i>* p<0.05 ** p<0.01</i>

Tablo 2: Grupların zaman açısından değerlendirilmesi

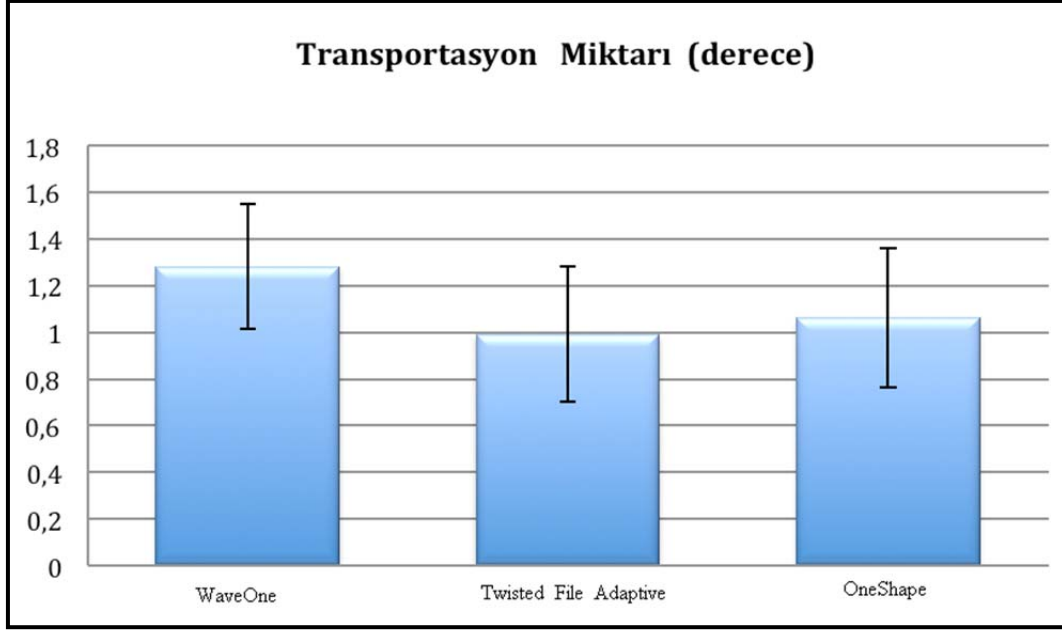
	Çalışma Zamanı (sn)	Post Hoc Tukey HSD
	Ort±SS	
¹ WaveOne	58,95±4,68	
² Oneshape	51,40±2,28	3>1,2 ** 1>2**,
³ Twisted File Adaptive	100,62±7,86	
p	0,001**	
<i>Oneway ANOVA Test</i>	** p<0.01	

Tablo 3: Grupların eğe başına düşen zaman açısından değerlendirilmesi

Çalışma Zamanı (sn)		Post Hoc Tukey HSD
	Ort±SS	
¹ WaveOne	58,95±4,68	
² Oneshape	51,40±2,28	1>2,3 **
³ Twisted File Adaptive	50,30±2,74	
p	0,001**	
<i>Oneway ANOVA Test</i>	** p<0.01	

4.1 Kök Kanallarında Oluşan Düzleşme Miktarlarının Değerlendirilmesi

Grupların düzleşme miktarları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). WaveOne grubunun düzleşme miktarı, Oneshape ($p:0.048$; $p<0.05$) ve Twisted File Adaptive ($p:0.007$; $p<0.01$) gruplarından anlamlı şekilde yüksektir. OneShape ve Twisted File Adaptive gruplarının düzleşme miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.725$; $p>0.05$). Gruplara göre meydana gelen düzleşme miktarları Şekil 6'da görülmektedir.



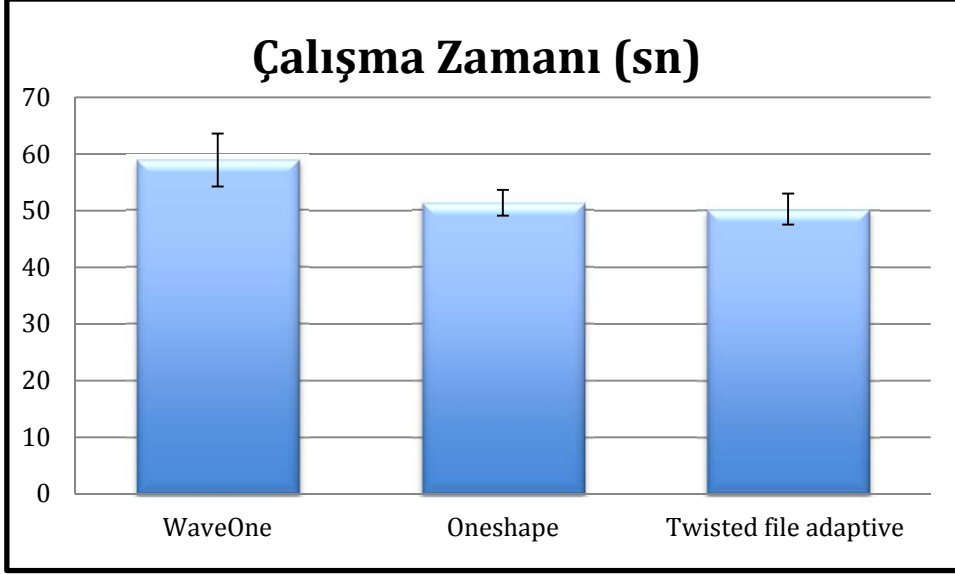
Şekil 5: Grupların ayrı ayrı düzleşme miktarları dağılımı

4.2. Kanalların Şekillendirme Sürelerinin Değerlendirilmesi

Gruplardaki total şekillendirme süreleri karşılaştırıldığında;

Grupların çalışma süreleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Twisted File Adaptive grubunun çalışma süresi, WaveOne ($p:0.001$; $p < 0.01$) ve Oneshape ($p:0.001$; $p < 0.01$) gruplarından anlamlı şekilde uzundur. WaveOne grubunun çalışma süresi ise, Oneshape ($p:0.001$; $p < 0.01$) grubundan anlamlı şekilde uzundur.

Gruplarda 2 eğe kullanılan Twisted file adaptive grubunun değerlendirilebilmesi için eğe başına düşen süreler de hesaplanmıştır. Bu sonuçlara bakıldığında;



Şekil 6: Gruplara göre çalışma zamanı dağılımı

Grupların çalışma süreleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). WaveOne grubunun çalışma süresi, OneShape ($p:0.001$; $p < 0.01$) ve Twisted File Adaptive ($p:0.001$; $p < 0.01$) gruplarından anlamlı şekilde uzundur. OneShape ve Twisted File Adaptive gruplarının çalışma süreleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.565$; $p > 0.05$).

Şekillendirme sonrası alınan radyografiler incelendiğinde, hiçbir grupta çalışma boyunun kaybı, perforasyon ve alet kırılmasının meydana gelmediği görülmüştür. Şekillendirme sırasında hiçbir aletin kırılmadığı gözlemlenmiş, bu sonuç şekillendirme sonrası alınan radyografiler ile de onaylanmıştır.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, farklı şekillendirme sistemlerinin kök kanallarında yarattığı düzleşme miktarı modifiye Bramante tekniği [119][1] kullanılarak incelenmiştir. Bu tekniğin kullanılmasıyla rezin blokların yerine çekilmiş insan dişleri ile çalışılabilmiştir. Çalışmalarda çekilmiş insan dişlerinin kullanımının, çalışmanın standardizasyonu açısından tartışmalı olabileceği görüşü ilk defa Weine [116] tarafından ortaya atılmıştır. Bunun sonucunda çalışmalarda, kanalın eğimi, çapı ve uzunluğu gibi bütün parametrelerin standart tutulabileceği akrilik rezin blokların kullanımı artmıştır. Resin bloklar ile yapılan bir şekillendirme, gerçek bir kök kanalında yapılan şekillendirmeyi yansıtmamakla beraber özellikle farklı sistemlerin şekillendirme özellikleri karşılaştırılırken, resin bloklar ile sağlanan standardizasyon gerçek insan dişleriyle kesinlikle sağlanamamaktadır [90]. Resin blokların çekilmiş insan dişi yerine kullanılabilineceği görüşü farklı çalışmalarla da desteklenmiştir [156][157]. Resin blokların sağladığı standardizasyonun yanısıra, özellikle diş hekimliği öğrencileri için kanal preparasyonunda, kanal içerisindeki dinamiklerin de gözlemlenebilmesi açısından, resin blokların kullanımı önemli bir avantaj sağlamaktadır. Fakat resin bloklarla çalışılmasındaki en önemli problem, resin blokların sertlik değerleridir [158][159]. Weine [116] dentinin Knoop sertlik miktarının 40 kg/mm^2 iken, resin blokların 22 kg/mm^2 olduğunu, Patterson ise dentin sertliğinin $40 - 72 \text{ kg/mm}^2$ arasında değiştiğini, 9 dakika EDTA bekletilmiş kanallarda Knoop sertliğinin 60'tan 45'e düştüğünü bildirmiştir [160]. Yapılan bir çalışmada ise yüksek sertliğe sahip resin bloklar ile çekilmiş dişler karşılaştırılmış, düzleşme miktarları açısından bir fark gözlemlenmemiştir. Fakat yapılan bu çalışmada kullanılan rezinin tipi, sertliği ve üretici firması belirtilmemiş, yalnızca yüksek sertlik özelliğine sahip olduğu bildirilmiştir [156]. Dentin ve resin sertliği arasındaki bu bariz farklılıktan dolayı şekillendirme esnasında resin duvarlarından daha fazla miktarda madde kaldırma riski bulunmaktadır. Bunun neticesinde ise çalışmanın sonucu etkileyecek, kullanılan şekillendirme yöntemi riskli olarak ifade edilebilecektir. Ayrıca döner alet sistemleri ile çalışılırken ortaya çıkan ısının rezinin yumuşamasına neden olabileceği de bildirilmiştir [161]. Şekillendirme sırasında açığa çıkan ısı sonucu yumuşayan resin içerisine eğelerin kesici bıçaklarının

saplanabileceği, bunun sonucunda basamak veya alet kırılmasının meydana gelebileceği de gözönünde bulundurulmalıdır [13][162]. Bu sebepten dolayı çalışmamızda maksimum standardizasyon sağlanması çalışılarak, çekilmiş dişlerin kullanılmasına karar verilmiştir.

Çalışmamızda çekim nedeni bilinmeyen 60 adet alt çene büyükazı dişin mezial kanalları kullanılmıştır. Standardizasyonu sağlayabilmek için dişler 18 mm. çalışma uzunluğuna sahip olacak şekilde 19 mm.'den kuronları kesilmiştir. Kök kanallarından apikal foremen'in çapı 10 ve 15 no. K tipi eğelere denk gelen dişler seçilmiştir. Ayrıca kanal eğimleri ve yarıçapları hesaplanmış, sadece 20°-40° arası eğime ve 2,5 - 10,1 mm arası yarıçapa sahip dişler çalışmaya dahil edilmişlerdir. Pruett [52] çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalarda, kurvatür eğiminin hesaplanmasının yeterli olmadığını, mutlaka kurvatür yarıçapının da hesaplanması gerektiği bildirmiştir. Kurvatür eğimi, kurvatür yarıçapından bağımsız olduğu için aynı eğime fakat farklı yarıçaplarına sahip sonsuz kanal bulunabilmektedir. Bu sebepten dolayı özellikle alet yorgunluğu üzerinde direk bir etkisi olan kurvatür yarıçapı, çok önemli bir etkiye sahiptir [163]. Farklı aletlerin şekillendirme özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda kanal eğimi kadar kurvatür yarıçapı da mutlaka standart tutulmalıdır. Bundan dolayı çalışmamızda örnek dişleri sadece kurvatür eğimine göre değil, Schneider'ın uyguladığı metodu kullanarak kurvatür yarıçaplarına göre de seçip, homojen gruplar oluşturduk.

Kök kanal eğiminin hesaplanmasında birçok araştırmada Schneider yöntemi kullanılmıştır. Schneider'in sınıflamasına göre 5 derece ve altı eğime sahip kanallar düz, 10°-20° arasında orta eğimli, 25°-70° arasında ise aşırı eğimli kanallar olarak tanımlanmıştır. Çalışmamızda kullanılmak üzere 20°-40° arasında kurvatür eğimi olan dişleri seçerek, klinikte daha sık rastladığımız orta ve biraz üstü eğime sahip dişlerdeki şekillendirme özelliklerini inceledik. Eğimli kanallar ile yapılan şekillendirme çalışmalarında 25°-35° [73][143][164] veya 25°-39° [154] gibi farklı derecelerde eğime sahip kanalların kullanıldığı gibi, 20°-40° eğimi tercih eden araştırmacıların sayısı da fazladır [129][131][132][134][135]. Kanalların eğimlerinin hesaplanmasında, kanal yolunda herhangi bir değişikliğe sebebiyet vermemek amacıyla bazı araştırmacılar 08 gümüş kon kullanarak radyografi

alınmasını tercih etmiştir. Birçok araştırmacı ise küçük numara eğeler ile eğim hesaplaması yapmışlardır. Hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın hiçbirinin kanal geometrisini tam olarak yansıtmayacağı çünkü gümüş konların da kanalın merkezinde kalmayacağı bildirilmiştir [165].

Çalışmamız için hazırladığımız düzenekte standart radyografilerin alınması için, örnek çalışmalardaki gibi diş-kon arası mesafe 50 cm, diş-sensör arası mesafe ise 5mm. tutulmuştur. Böylece radyografilerdeki magnifikasyon miktarı 1%'den daha az olmuş, gerçek boyutlardan uzaklaşmamıştır [166].

Çalışmamızda şekillendirme sırasında kök kanallarında meydana gelen düzleşme miktarının belirlenmesinde kullanılan Bramante tekniği, farklı parametrelerin birarada incelenmesine olanak sağlayan bir tekniktir. Akriliğe gömülen dişlerin şekillendirmeden önce istenilen seviyelerden horizontal kesiler yapılarak, bu kesitlerin fotoğraflarının, şekillendirme sonrası kesitlerden alınan fotoğraflar ile karşılaştırılması ile eğenin merkezde kalma özelliğine ve prepare edilememiş alanlara bakılabilmektedir. Ayrıca şekillendirme sonrası vertikal olarak kesilen örnekler SEM ile incelenebilmekte ve kanal duvarlarının temizliğine bakılabilmektedir. Çalışmamızda bu parametrelere bakılmamıştır. Çünkü dişlerde yapılacak kesilerin kanal şekillendirilmesi sırasında komplikasyonlara sebep olabileceği bildirilmiştir. Bundan dolayı çalışmamızda kanallarda oluşan düzleşme miktarı, çalışma zamanı, çalışma boyunun kaybedilmesi ve alet kırılma parametrelerine bakılmıştır.

Farklı döner alet sistemlerinin şekillendirme etkinliklerinin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, grupların benzer apikal çapa kadar şekillendirilmesi önemlidir [167]. Bu gözönünde bulundurularak, çalışmamızdaki 3 grupta apikal 25 no.ya kadar şekillendirilmiştir. Alt çene büyükazı dişlerinin mezial kanalları genellikle dar ve eğimli oldukları için Densply'nin kanalların büyük bir kısmında kullanılmak üzere önerdiği WaveOne Primary (25no. 8%) eğe WaveOne grubu için tercih edilmiştir. Twisted File Adaptive grubunda ise dar kanallar için sunulmuş 'SM' (small) eğeler kullanılmıştır. Apikal çapın benzer olması amacıyla SM1 ve SM2 (25 no. 6%) ile şekillendirme tamamlanmış, SM3 (35 no. 4% konisite) eğeye geçilmemiştir. MicroMege OneShape' de (25 no. 6%) ise zaten tüm kanallar için tek bir eğe

seçeneği sunulmuştur. Yapılan bazı çalışmalarda, apikal şekillendirmenin aynı numaralarda olmasına dikkat edilmemiştir [134]. Araştırmacılar bunun nedeninin üretici firmaların önerileri doğrultusunda, gerekli olan tüm eğe numaralarının kullanılmasına, böylece serinin eksiksiz kullanılmasına bağlamışlardır. Döner alet sistemlerinin karşılaştırılması açısından bu yöntem de tercih edilebilir. Fakat bunun sonucunda düzleşme, kök kanalının temizliği ve çalışma zamanının sonucu etkileneceği gözönünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir [124][134]. Tabiki de şekillendirme çalışmalarında üretici firmanın önerisi dışında, kullanılması gereken eğeler kullanılmadan, eksik şekillendirme yapılarak apikal genişlikte benzerlik sağlamaya çalışmak kesinlikle yanlıştır. Fakat bu açıdan benzer özelliklere sahip eğe sistemlerinin karşılaştırılması belki daha doğru sonuçlar sunacaktır. Çalışmamızda Twisted File Adaptive grubunda şekillendirmemizi SM2 eğe ile bitirmemiz, üretici firmanın bize sunduğu bir seçenektir. Kullanım talimatında, apikal çapın daha fazla genişletilmesi isteniyorsa SM3 eğeye geçilebilir ibaresi bulunmaktadır.

Çalışmamızda, farklı kinematik özelliklerine sahip döner alet sistemlerinin eğimli kanallarda oluşturdukları düzleşme miktarları karşılaştırılmış, resiprokal hareket grubu olan WaveOne primary grubunda en fazla düzleşme miktarı tespit edilmiştir. Tam rotasyon sistemi olan OneShape ile rotasyon ve resiprokal hareketi birarada kullanan TFA sistemleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p < 0,05$) WaveOne grubunda düzleşmenin daha fazla görülmesi şekillendirme öncesinde kanal yolu açıklılığının (glide path) sağlanmaması olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda örnek dişlerin seçiminde kanal yolu açıklılığı 10 ve 15 no. K tipi eğeler ile kontrol edilmiş hem kalsifiye olmayan dişler hem de apikal genişliği 10 veya 15 no. eğeye denk gelen dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Bunun dışında kanal yolu açıklılığının sağlanması için ekstra bir şekillendirme yapılmamıştır. Berutti [168] yaptığı çalışmada, PathFile eğeler ile kanal yolu açıklılığı sağlanan ve ardından WaveOne Primary eğe ile şekillendirme yapılan dişler ile PathFile eğeler kullanılmadan direk WaveOne primary eğe ile şekillendirme yapılan dişleri kök kanal anatomisinin korunması açısından karşılaştırmıştır. Kanal yolu açıklılığının sağlandığı grupta kanal anatomisinin istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha iyi korunduğu bildirilmiştir. Ayrıca

şekillendirme öncesi PathFile ile preparasyon yapılan grupta, çalışma uzunluğuna birkaç gagalama hareketi sonucu ulaşıldığı yani dolaylı olarak çalışma süresinin de kısaldığı sonucuna varılmıştır. WaveOne ile şekillendirmende çalışma zamanının yine tek ege sistemi olan Oneshape'den daha uzun olmasının bir sebebinin de bu olduğunu düşünmekteyiz.

Wu ve ark. [96], 2000 yılında yaptıkları çalışmada transportasyon ve apikal sızdırmazlık arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Araştırmacıların bildirdiği sonuçlara göre, transportasyon miktarı 0,3 mm'den fazla olan kanalların 42%'inde apikal sızıntı gözlemlenirken, transportasyon miktarları 0,3 mm. ve altında olan kanalların sadece 3%'ünde apikal sızıntı olmuştur. Sonuç olarak özellikle 0,3 mm'den fazla transportasyon gösteren kanallarda özellikle apikal bölgede oluşan dirsek sonucu apikal sızdırmazlığın sağlanamadığı bildirilmiştir.

Farklı kinematik özelliklere sahip NiTi sistemlerinin karşılaştırıldığı nadir çalışmalardan biri de 2014'te Gergi [169] tarafından yayınlanmıştır. Bu çalışmada, resiprokal hareket yapan WaveOne ve Reciproc ile rotasyon-resiprokasyon hareketlerini kombine yapan TFA sistemleri, kök kanalında oluşturdukları transportasyon açısından micro-CT kullanılarak karşılaştırılmıştır. Tüm gruplarda 25 no. 0.08 konisiteli eğeler ile şekillendirme tamamlanmıştır. Çalışmanın sonucunda ise TFA grubu, diğer gruplardan daha başarılı bulunmuş, WaveOne grubu en fazla transportasyonun görüldüğü grup olmuştur. Hiçbir grupta 0,3 mm.'den fazla transportasyon miktarı bildirilmemiş, apikal sızdırmazlık açısından ise tüm gruplar başarılı bulunmuştur. TFA sistemin başarısı hem rotasyon-resiprokasyon kombine harekete hem de NiTi R-fazından üretilmesine bağlanmıştır. WaveOne ile çok fazla benzerliğe sahip Reciproc sistemin apikal bölgede en fazla transportasyon gösteren grup olması ise Reciproc eğenin sahip olduğu geniş kesite bağlanmıştır. WaveOne ege, orta ve kural alanda konveks üçgen, apikal alanda ise modifiye üçgen kesitine sahipken Reciproc ege iki kesici uca sahip S-şeklinde bir kesite sahiptir. Geniş kesit özelliğinin eğenin esnekliğini azalttığından dolayı apikal bölgede en fazla transportasyonun Reciproc grubunda görülmüş olabileceği bildirilmiştir. Bu araştırmanın sonucuna göre eğenin üretildiği metal kadar, kesiti de transportasyon üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Ayrıca TFA grubunun transportasyon açısından

WaveOne grubundan daha başarılı çıkması bizim araştırma sonucumuzu da destekler niteliktedir.

Çalışmamızda kullandığımız ve eğimli kanalların şekillendirilmesindeki özelliklerini karşılaştırdığımız WaveOne, OneShape ve TFA döner alet sistemleri birbirlerinden farklı üçgen ve modifiye üçgen kesitlere sahip sistemlerdir. Eğelerin sahip oldukları kesit geometrilerinin, mekanik özellikleri üzerinde direkt etkili oldukları bildirilmiştir [170][110][171][172][173]. Kesitlerinde daha az yüzey alanına sahip eğelerin, daha yüksek esneklik özelliklerine sahip olmaları ve böylece bükülme kuvvetlerine karşı daha başarılı sonuçlar vermeleri, eğimli kanalların şekillendirilmesinde kesit alanı küçük eğelerin daha güvenilir olabileceğini düşündürmektedir. Turpin [109], nikel titanyum eğelerin esneklik özelliklerinde kesit konfigürasyonunun belirleyici faktör olduğunu, Hayashi [173] ise üçgen esaslı kesite sahip eğelerin bükülme özelliklerinin, dikdörtgen esaslı kesite sahip eğelerden daha başarılı olduklarını bildirmiştir.

Çalışmamızın sonucu derece ile ifade edildiği için, Wu'nun [96] bildirdiği sonuçlara göre bir karşılaştırma yapmamız mümkün olmamıştır. Fakat çalışmamızda en yüksek düzleşme değerlerine sahip WaveOne grubu dahil, hiçbir örnekte apikal sızıntıya sebep olabilecek basamak, dirsek yada kum saati görüntüsünün oluşumuna rastlanmamıştır.

Schafer ve ark. [110] yaptıkları çalışma sonucunda 0.06 konisiteye sahip NiTi eğelerin eğimli kanalların apikal bölgelerinin şekillendirilmesinde kullanılmamaları gerektiğini vurgulamıştır. Araştırmacılar, bu özellikteki eğelerin nikel titanyum alaşımdan yapılmalarına rağmen, sahip oldukları kalınlıktan ötürü esnekliklerinin yetersiz olduğunu bildirmiştir. Bundan dolayı eğimli kanalların özellikle apikal şekillendirilmelerinin 0.02 veya 0.04 konisiteli eğeler ile yapılmaları önerilmiştir. Eğelerin sahip oldukları esneklik özelliklerinin, eğenin kalınlığı dolayısıyla konisitesiyle de alakalı olduğu ve konisite arttıkça eğenin esneklik özelliğinin azalacağı başka çalışmalarda da gösterilmiştir [174]. Bu bilgi dahilinde, çalışmamızda OneShape ve TFA gruplarında apikal şekillendirme 0.06 konisiteye kadar yapılırken, WaveOne grubunda 0.08 olmasının çıkan sonuçlar üzerinde etkili olabileceğini söyleyebiliriz. Yine de eğimli kanalların şekillendirilmesinde

kullandığımız WaveOne primary ege ile kök kanallarında basamak, çalışma boyunun kaybedilmesi ya da transportasyon gibi bir komplikasyonla karşılaşmamamız, 25 no. 0.08 konisite özelliklerine sahip bu egeenin de eğimli kanallarda kullanılabileceğini göstermektedir. Yine de yapılan çalışmaların sonucuna göre komplikasyon riskinin daha yüksek olduğu gözönünde bulundurulabilir.

Gerçekleştirdiğimiz çalışmada, kullandığımız döner alet sistemleri kinematikleri yanısıra metalürjik özellikleri açısından da farklı özelliklere sahip sistemlerdir. OneShape egeeler, klasik döner alet sistemlerinde kullanılan süper elastik özellik sağlayan nikel titanyumdan üretilirken, WaveOne nikel titanyumun termomekanik işlemden geçirilmesiyle elde edilen M-teli teknolojisi ile üretilmektedir. TFA ise, hem nikel titanyumun R-fazından elde edilmiş, hem de burulma hareketi ile üretilmiş bir sistemdir. Bu değişik özelliklere sahip döner alet sistemleri ile egeelerin özelliklerinin geliştirilmesi, daha esnek, daha uzun ömürlü egeelerin üretilmesi amaçlanmıştır [175][176]. Egeelerin bu özellikleri açısından bir karşılaştırma yapacak olursak TFA grubunun başarısının, özellikle kurvatürlü kanalların şekillendirilmesinde ortaya çıkan yüksek elastikiyet özelliğinden kaynaklandığı söylenebilir. Yapılan başka bir çalışmada da nikel titanyumun aşındırılması ile elde edilen EndoSequence ile R-fazındaki metalin burulmasıyla elde edilen Twisted File sistemleri, transportasyon açısından karşılaştırılmış, benzer sonuçlar elde edilmiştir. Transportasyon miktarında sadece 3.0 ve 4.0 mm.'deki kesitlerde Twisted File egeeler Endosequence grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde başarılı sonuçlar göstermiştir. Araştırmacılar bu bölgenin büyük ihtimalle egeelerin en fazla strese maruz kaldıkları alan olduğunu ve farkın bundan kaynaklandığını bildirmişlerdir [177]. Egeelerin en fazla stres altında kaldıkları bu bölgede Twisted File egeelerinin gösterdiği başarı, metalin R fazında burulması ile üretimleri sayesinde sahip oldukları yüksek elastikiyet özelliğine bağlanmıştır.

Lopes ve ark. [178] 2013 yılında yaptıkları çalışmada farklı metal özelliklerine sahip ege sistemlerini karşılaştırmışlardır. Klasik NiTi grubu için K^3 ve Revo-S ,SU, R-fazından üretilen grup için K^3XF , M-teli grubu için ise Profile Vortex egeeleri kullanılmıştır. Egeelerin esneklik, siklik yorgunluk ve torsiyonel

dayanımlarının bakıldığı çalışmada, 3 özellik açısından da en iyi sonuçlar R-fazından üretilen K³XF eğeler ile elde edilmiştir. Esneklik özelliği en düşük olan grup ise K³ olmuştur. Bu iki eğenin çok benzer dizayna sahip olmasına rağmen, K³XF eğelerin çok daha üstün özelliklere sahip olması R-fazında burularak üretilmelerine bağlanmıştır. Bu sonuç, Gambarini'nin yaptığı çalışma sonucu ile paralellik göstermiş olup, R-fazından üretilen eğelerin, klasik NiTi'dan üretilen eğelerden daha üstün esneklik ve siklik yorgunluğa dayanım göstermeleri iki çalışmanın da ortak sonucu olarak ortaya çıkmıştır (183). M-teli ile üretilen eğelerin ise klasik NiTi eğelere göre çok daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler gösterdikleri bilinmektedir [179]. Fakat Lopes'in çalışmasında, Profile Vortex grubu beklenen sonuçları gösterememiştir. Klasik NiTi'den üretilen Revo-S SU eğeden daha düşük esneklik göstermiş, siklik yorgunluk dayanımında K³ eğeden daha başarısız bulunmuştur. Çıkan bu sonuç eğelerin birbirinden farklı kesite, farklı sayılarda ve boyutlarda spirallere sahip olmalarına bağlanmıştır. Bundan dolayı eğeler arasında yapılan mekanik ve fiziksel karşılaştırmalarda, eğelerin sahip oldukları kesitlerin de sonuçlar üzerinde çok önemli olduğu unutulmamalıdır [109][171][158].

Çalışmamızda her ege ile 4 ayrı kanalın şekillendirilmesi tamamlanmış ve hiçbir grupta alet kırılması ile karşılaşılmamıştır [154][155]. Bu sonuca dayanarak 4 kanala sahip bir büyükazı dişin şekillendirilmesinin, bu eğeler kullanılarak tamamlanabileceğini söyleyebiliriz. Densply firması, WaveOne dahil tüm kanal eğelerinin tek bir dişin şekillendirilmesinde kullanılması gerektiğini vurgulamaktadır. Bunun kontrolünü sağlayabilmek için de şöyle bir sistem geliştirmiştir; sterilizasyona giren ege üzerindeki plastik kısım deforme olmakta ve endodontik motora tekrar yerleştirilememektedir. Eğelerin tek dişte kullanılmasının önerilmesindeki en önemli sebep çapraz enfeksiyon riskidir. İnsan odontoblast hücrelerinde ve dentin dokusunda yüksek seviyelerde bulunduğu tespit edilen, enfeksiyöz bir protein olan '*prion*'lar çapraz enfeksiyon riski açısından çok önemlidir [180]. Prion proteininin sebep olduğu bir ensefalopati hastalığı olan Creutzfeldt-Jakob hastalığına karşı, günümüzde herhangi bir tedavi veya profilaksi yöntemi bulunmamaktadır. Prion proteinlerinin, medikal tedavi sırasında kan yoluyla, nörocerrahide kullanılan aletlerin yetersiz sterilizasyonu sonucunda veya

kadavra kaynaklı bulaş yolu gösterdiği rapor edilmiştir. Henüz dental tedavi yoluyla ortaya çıkan bir vaka bulunmamakla beraber [180][181][182]. Büyük Britanya Sağlık Risk Değerlendirme komisyonu dental tedavilerin Creutzfeldt-Jacob hastalığının bulaşma riski açısından '*düşük risk*' kategorisinde olduğunu bildirmiştir[183][184]. Creutzfeldt-Jacob hastalığına sahip bireylerin periodontal, gingival ve pulpal dokularında yüksek seviyelerde enfeksiyöz özelliğe sahip prion proteininin bulunduğu bilinmektedir. Bu da teorik olarak dental tedavi yoluyla bir bulaş riskinin olduğunu göstermektedir [185][186].

Yapılan bir çalışmada [187] endodontik eğelerin sterilizasyona girmeden önce üzerlerinde biriken biyolojik debrisin temizlenmesi işlemleri karşılaştırılmıştır. 1. grupta eğeler 3% hidrojen peroksitte bekletildikten sonra, fırçalanıp 70% alkole batırılmıştır. 2. gruptaki eğelere kliniklerde en sık uygulanan yöntem uygulanmıştır. Buna göre manuel fırçalama yapıldıktan sonra eğeler bir dezenfektanda bekletilmiş, daha sonra suyla yıkanıp kurutulmuştur. 3. grupta ise manuel olarak fırçalama yapıldıktan sonra, eğeler 1% sodyum hipoklorite batırılmış, daha sonra bir dezenfektan ile birlikte ultrasonik banyoya bırakılmıştır. Işık mikroskobu altında yapılan incelemeye göre, en fazla debris 1. grupta tespit edilmiş ve hiçbir egede tam temizlenme elde edilememiştir. En başarılı sonuç ise ultrasoniğin kullanıldığı grup olmuştur. Sonuç olarak eğelerin temizlenmesinde mekanik, kimyasal ve ultrasonik yöntemlerin birarada kullanılmasının en efektif yöntem olacağı bildirilmiştir. Buna rağmen eğelerin hepsinde tam bir temizlenme sağlanamadığı için, yüksek maliyet problemine rağmen eğelerin tek hastada kullanılmasının en güvenilir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda tüm grupların aktif preparasyon zamanı kronometre ile kaydedilmiştir. Klinik ortamı yansıtması açısından irigasyon, eğeler üzerindeki talaşların temizlenmesi ve sadece Twisted File Adaptive grubu için geçerli olan eğe değiştirme süreleri de çalışma zamanına eklenmiştir. Çalışma zamanının şekillendirme tekniğine, kullanılan eğe sayısına, operatörün deneyimine ve çalışmanın detaylarına bağlı olduğu söylenebilir. Fakat operatörün tekniği ve deneyimi gibi faktörler, metodolojide bir standardizasyon sağlamayı engellendiği için aynı sistemlerin çalışıldığı çalışmalarda bile çok farklı sonuçlar ortaya

çıkabilmektedir [30]. Çalışmamızda preparasyon zamanları değerlendirilirken Twisted File Adaptive grubunda 2 eğe kullanıldığı için, bu grubun çalışma süresi daha yüksek çıkmıştır. Fakat 2 eğe ile çalışma zamanının ortalaması alındığında ve diğer gruplarla bu şekilde bir karşılaştırma yapıldığında Twisted File Adaptive grubu ile OneShape grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p < 0,05$) OneShape ile ortalama 51 saniye, TFA eğeler ile 50 saniye olarak bulunmuştur. WaveOne Primary eğe ile ise çalışma süresi ortalama 59 saniye bulunmuş ve bu farkın diğer iki gruptan istatistiksel olarak anlamlı çıktığı bildirilmiştir. Çalışma sürelerindeki bu fark çeşitli sebeplerden kaynaklanmış olabilir. Bunlardan ilki TFA ve OneShape gruplarında şekillendirmenin 6% konisiteli eğeler ile bitirilirken, WaveOne grubunda 8% konisite ile yapılması olabilir. Konisite arttıkça eğenin kalınlığı ve sertliği artacağı için dar kanallarda ilerlemek daha fazla zaman almış olabilir. Özellikle kurtatür bölgesinde alet kırılma riskine karşı eğenin apikale doğru çok hafif gagalama hareketi yapılarak ilerletilmesi ve kanallarda 5-7 giriş ile çalışma boyuna ulaşılması zamanı uzatabilmektedir. Ayrıca WaveOne grubunun ilk şekillendirilen grup olmasından kaynaklanan, ekstra bir özenden dolayı da çalışma süresinin uzamış olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda WaveOne grubunun çalışma süresi her ne kadar diğer gruplara kıyasla daha uzun çıksa da bu sürenin, kanal preparasyonunun çok sayıda eğe ile tamamlandığı şekillendirme sistemlerine göre bariz bir şekilde kısaldığı görülmektedir.

Tek eğe sistemlerinin kullanımı ile çalışma zamanının 62-30% arasında azaldığı fakat aynı doğrultuda irigasyon hacminin de azaldığı bildirilmiştir [143]. Bundan dolayı özellikle tek eğe sistemleri ile şekillendirme yapılırken daha yüksek volümlerde irigasyonun yapılması hatta irigasyonu aktive eden sistemlerden yararlanılması gerektiği vurgulanmıştır [142]. Densply, WaveOne kullanım talimatında şekillendirme sırasında kanalların bol miktarda sodyum hipoklorit ile ve şekillendirme bitiminde EDTA ile yıkanmasını önermektedir. Ayrıca hem sodyum hipokloritin hem de EDTA'nın EndoActivator (Densply, Maillefer) ile aktive edilmesi de önerilmiştir. SybronEndo ise kanal irigasyonunun EndoVac ile desteklenmesini önermiş, bunun için dar kanalların SM3 eğe ile, orta/geniş kanallarda ise ML2 eğe ile şekillendirmenin tamamlanması gerektiğini

vurgulamıştır. MicroMega, kullanım talimatında bol irigasyondan bahsetmiş fakat herhangi bir aktivatör önermemiştir.

Yaptığımız çalışma sonucunda piyasaya sunulan yeni döner alet sistemleri ile eğri kanallarda şekillendirme sonucu ortaya çıkan düzleşme miktarı değerlendirilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Şekillendirmelerin herhangi bir komplikasyon olmadan ve kısa sürede tamamlanmaları bu başarının bir göstergesi olarak değerlendirilmiştir. 25°-35° arası eğime sahip çekilmiş dişlerin kullanıldığı çalışmamızda 3 farklı döner alet sisteminde de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Belki klinikte çok sık olmamakla birlikte karşımıza çıkan, daha yüksek eğimlere sahip dişler ile daha farklı sonuçlar elde edilebilirdi. Bu açıdan farklı eğim ve kanal yarıçaplarına sahip kanallarda yapılacak şekillendirme çalışmaları konuyu tamamlayıcı nitelikte olacaktır.

6. SONUÇLAR:

- ✓ WaveOne primary grubundan kök kanallarında $1,28 \pm 0,27$ derece düzleşme görülmüştür. Bu sonuç ile WaveOne grubundaki düzleşme miktarı, OneShape ve Twisted File Adaptive grubundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
- ✓ Düzleşmenin en fazla gerçekleştiği WaveOne grubunda diğer gruplarda olduğu gibi hiçbir örnekte çalışma uzunluğunun kaybı, perforasyon ve kırık alet ile karşılaşılmamıştır. Buna dayanarak WaveOne grubunda oluşan düzleşme miktarının klinik açıdan anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır.
- ✓ WaveOne primary grubunda kök kanallarının şekillendirilmesi $58,95 \pm 4,68$ saniye ile en uzun süreye sahip grup olmuştur.
- ✓ OneShape grubunda kök kanallarında $1,06 \pm 0,30$ derece düzleşme görülmüştür.
- ✓ OneShape eğe ile kök kanallarının şekillendirme süresi $51,40 \pm 2,28$ saniye bulunmuştur.
- ✓ TFA grubunda kök kanallarının şekillendirilmesinde $0,99 \pm 0,29$ derece düzleşme görülmüştür. Bu sonuç ile TFA grubu en az düzleşmenin görüldüğü grup olmuştur. TFA grubu ile OneShape grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, WaveOne primary grubunda görülen düzleşme miktarı diğer 2 gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.
- ✓ TFA grubunda 2 eğe kullanılarak tamamlanan şekillendirme süresi $100,62 \pm 7,86$ saniye ile en uzun süre çıkmıştır. Bu sonuç ile TFA grubu ile şekillendirme süresi, OneShape ve WaveOne gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

- ✓ WaveOne Primary ile şekillendirme süresi ise OneShape grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede uzun bulunmuştur.
- ✓ TFA grubunda eğe başına düşen süre ile diğer gruplar arasında bir karşılaştırma yapıldığında, TFA grubu $50,30 \pm 2,74$ saniye ile en başarılı grup bulunmuştur. Bu sonuç ile TFA grubu ile OneShape grubu arasında istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür. TFA grubunda eğe başına düşen süreye bakılarak yapılan karşılaştırılmada WaveOne grubu $58,95 \pm 4,68$ saniye ile şekillendirilmenin en uzun sürdüğü grup olmuştur.
- ✓ TFA grubunda şekillendirme en az 2 eğe ile tamamlanabilmektedir. Eğe başına düşen sürenin hesaplanmasındaki amaç, eğeler ile apikale ulaşma süresinin belirlenmesidir. TFA grubunda eğe başına düşen sürenin kısa çıkması eğeler ile apikale kolaylıkla ulaşıldığını göstermektedir.
- ✓ Hiçbir grupta çalışma boyunun kaybedilmesi, perforasyon ve alet kırılması meydana gelmemiştir. Buna dayanarak 3 eğe sistemi ile de eğimli kanallarda şekillendirmenin güvenle yapılabileceği sonucuna varılmıştır.

7.KAYNAKLAR

- [1] M. Hülsmann, A Gambal, R. Bahr. An improved technique for the evaluation of root canal preparation. *J. Endod.* : 25, 599–602, 1999.
- [2] M. Haapasalo, Y. Shen. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod. Top.*:29, 3–17, 2013.
- [3] G. R. Young, P. Parashos, H. H. Messer. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust. Dent. J.*: 52: 52–63, 2007.
- [4] B. M. Briseño, E. Sonnabend. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *Int. Endod. J.*:24, 15–23, 1991.
- [5] M. A. O. Al-Omari, P. M. H. Dummer, R. G. Newcombe. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*: 25, 57–66,1992.
- [6] E. Schafer, J. Tepel, W. Hoppe. Properties of Endodontic Hand Instruments Used in Rotary Motion , Part 2 : Instrumentation of Curved Canals. *J Endod.* : 21, 493–497, 1995.
- [7] H. Walia, W. A. Brantley, H. Gerstein. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.*: 14, 346–351, 1988.
- [8] R. B. Kazemi, E. Stenman, L. S. Spångberg. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*: 90, 500–6, 2000.
- [9] C. C. R. Ferraz, N. V. Gomes, B. P. F. A. Gomes, A. A. Zaia, F. B. Teixeira, F. J. Souza-Filho. Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and three engine-driven instrumentation techniques. *Int. Endod. J.*: 34, 354–358, 2001.
- [10] W. G. Kuhn, D. L. Carnes, D. J. Clement, W. A Walker. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation.. *J. Endod.*: 23, 735–8, 1997.
- [11] S. A. Reddy, M. L. Hicks. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J. Endod.*: 24, 180–3, 1998.
- [12] M. T. Pettiette, E. O. Delano, M. Trope. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J. Endod.*: 27, 124–7, 2001.
- [13] S. A. Thompson , P. M. H. Dummer. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int. Endod. J.*:30, 1–7, 1997.

- [14] G. Yared. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int. Endod. J.*: 41, 339–344, 2008.
- [15] M. Haapasalo, U. Endal, H. Zandi, J. M. Coil. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod. Top.*: 10, 77–102, 2005.
- [16] Alaçam, T.: Endodonti. Barış Yayınları, Şafak Matbaacılık, Ankara, 2000
- [17] S. Kakehashi, H. R. Stanley, R. J. Fitzgerald. The Effects Of Surgical Exposures Of Dental Pulp In Germ-Free And Conventional Laboratory Rats. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*: 20, 340–9, 1965.
- [18] J. F. Siqueira, K. C. Lima, F. a Magalhães, H. P. Lopes, M. de Uzeda. Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques. *J. Endod.*: 25, 332–335, 1999.
- [19] N. Horiba, Y. Maekawa, T. Matsumoto, H. Nakamura. A study of the distribution of endotoxin in the dentinal wall of infected root canals. *J. Endod.*: 16, 331–4, 1990.
- [20] J. R. Kina, J. Kina, E. F. U. Kina, M. Kina, A. M. P. Soubhia. Presence of bacteria in dentinal tubules. *J. Appl. Oral Sci.*: 16, 205–208, 2008.
- [21] B. C. Dalton, D. Orstavik, C. Phillips, M. Pettiette, M. Trope. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J. Endod.*:24, 763–767, 1998.
- [22] O. A Peters, K. Schönenberger, A. Laib. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int. Endod. J.*: 34, 221–230, 2001.
- [23] T. W. Chow. Mechanical effectiveness of root canal irrigation. *J. Endod.*: 9, 475–9, 1983.
- [24] E. S. Senia, F. J. Marshall, S. Rosen. The solvent action of sodium hypochlorite on pulp tissue of extracted teeth. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*: 31, 96–103, 1971.
- [25] L.I. Grossman ,S. Oliet, C.E. del Rio . Preparation of the root canal: equipment and technique for cleaning, shaping and irrigation. In: Endodontic practice. 11th ed. Philadelphia: Lea & Febiger,:179–227, 1988.
- [26] B. T. Tan ,H. H. Messer. The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination. *Int. Endod.* :35, 752–758, 2002.

- [27] S. J. Card, A. Sigurdsson, D. Orstavik, M. Trope. The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *J. Endod.*: 28, 779–783, 2002.
- [28] L. G. Coldero, S. McHugh, D. MacKenzie, W. P. Saunders. Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement. *Int. Endod. J.*: 35, 437–446, 2002.
- [29] A. Khademi, M. Yazdizadeh, M. Feizianfard. Determination of the Minimum Instrumentation Size for Penetration of Irrigants to the Apical Third of Root Canal Systems. *J. Endod.*: 32, 417–420, 2006.
- [30] M. Hulsmann, O. A. Peters, P. M. H. Dummer. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod. Top.*: 10, 30–76, 2005.
- [31] G. Gambarini, G. Glassman. TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation "Rotary when you want it, Reciprocation when you need it". 01.05.2013, <http://www.oralhealthgroup.com/news/tf-adaptive-a-novel-approach-to-nickel-titanium-instrumentation-rotary-when-you-want-it/>
- [32] O. A. Peters, F. Barbakow, C. I. Peters. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int. Endod. J.*: vol. 37, 849–859, 2004.
- [33] C.J. Ruddle, P. Machtou, J.D. West, The Shaping Movement: Fifth-Generation Technology. 09.04.2013. <http://www.dentistrytoday.com/endodontics/8865-the-shaping-movement-fifth-generation-technology>
- [34] A. Bonaccorso, E. Schäfer, G. G. Condorelli, G. Cantatore, T. R. Tripi. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J. Endod.*: vol. 34, 1391–5, 2008.
- [35] J. B. Roane, C. L. Sabala, M. G. Duncanson. The ‘balanced force’ concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*: 11, 203–211, 1985.
- [36] P. Varela-Patino, A. Ibanez-Parraga, B. Rivas-Mundina, G. Cantatore, X. L. Otero, and B. Martin-Biedma. Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *J. Endod.*: 36, 157–159, 2010.
- [37] G. De-Deus, E. J. L. Moreira, H. P. Lopes, C. N. Elias. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int. Endod. J.*: 43, 1063–1068, 2010.
- [38] S. Y. You, H. C. Kim, K. S. Bae, S. H. Baek, K. Y. Kum, W. Lee. Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: A comparative study with micro-computed tomography. *J. Endod.*: 37, 1296–1300, 2011.

- [39] Z. Metzger, E. Teperovich, R. Zary, R. Cohen, R. Hof. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation.. *J. Endod.*: 36, 679–90, 2010.
- [40] R. Hof, V. Perevalov, M. Eltanani, R. Zary, Z. Metzger. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J. Endod.*: 36, 691–6, 2010.
- [41] <http://www.redent.co.il//userfiles/file/flipbook/index.html>
- [42] “http://www.revo-s.com/revos_t/usa/revos.pdf”
- [43] S. A. Thompson. An overview of nickel – titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*: 33, 297–310, 2000.
- [44] K. Otsuka and X. Ren. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog. Mater. Sci.*: 50, 511–678, 2005.
- [45] G. S. P. Cheung, C. S. Y. Liu. A Retrospective Study of Endodontic Treatment Outcome between Nickel-Titanium Rotary and Stainless Steel Hand Filing Techniques. *J. Endod.*: 35, 938–943, 2009.
- [46] E. Schäfer, U. Schulz-Bongert, G. Tulus. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J. Endod.*: 30, 432–435, 2004.
- [47] P. T. Esposito, C. J. Cunningham. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J. Endod.*: 21, 173–176, 1995.
- [48] D. Kavanagh, P. J. Lumley. An in vitro evaluation of canal preparation using Profile .04 and .06 taper instruments. *Endod. Dent. Traumatol.*: 14, 16–20, 1998.
- [49] P. Parashos, I. Gordon, H. H. Messer. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J. Endod.*: 30, 722–725, 2004.
- [50] P. Parashos, H. H. Messer. The diffusion of innovation in dentistry: A review using rotary nickel-titanium technology as an example. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*: 101, 395–401, 2006.
- [51] R.B. Ross. Investigating Mechanical Failures: The metallurgist’s approach. Springer, 1995.
- [52] J. P. Pruett, D. J. Clement, D. L. Carnes. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*: 23, 77–85, 1997.
- [53] G. Gambarini, N. M. Grande, G. Plotino, F. Somma, M. Garala, M. De Luca, L. Testarelli. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endod.*: 34, 1003–5, 2008.

- [54] E. Johnson, A. Lloyd, S. Kuttler, K. Namerow. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J. Endod.*: 34, 1406–9, 2008.
- [55] T. Kell, A. Azarpazhooh, O. A. Peters, O. El-Mowafy, B. Tompson, B. Basrani. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *J. Endod.*: 35, 1278–81, 2009.
- [56] C. M. Larsen, I. Watanabe, G. N. Glickman, J. He. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J. Endod.*: 35, 401–3, 2009.
- [57] S. M. S. Al-Hadlaq, F. a. AlJarbou, R. I. AlThumairy. Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J. Endod.*: 36, 305–307, 2010.
- [58] J. Ye, Y. Gao. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J. Endod.*: 38, 105–7, 2012.
- [59] I. F. da Cunha Peixoto, E. S. J. Pereira, J. G. da Silva, A. C. D. Viana, V. T. L. Buono, M. G. de A. Bahia. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J. Endod.*: 36, 741–4, 2010.
- [60] J. L. Gutmann, Y. Gao. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int. Endod. J.*: 45, 113–28, 2012.
- [61] Y. Shen, H.-M. Zhou, Z. Wang, L. Campbell, Y. Zheng, M. Haapasalo. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J. Endod.*: 39, 919–23, 2013.
- [62] J. H. Ha, S. K. Kim, N. Cohenca, H. C. Kim. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J. Endod.*: 39, 389–393, 2013.
- [63] R. Gergi, J. A. Rjeily, J. Sader, A. Naaman. Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography. *J. Endod.*: 36, 904–907, 2010.
- [64] H. H. Yun, S. K. Kim. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*: 95, 228–233, 2003.
- [65] H. H. Javaheri, G. H. Javaheri. A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation.. *J. Endod.*: 33, 284–6, 2007.

- [66] M. K. Iqbal, S. Firic, J. Tulcan, B. Karabucak, S. Kim. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*: 37, 359–64, 2004.
- [67] E. Schäfer, M. Vlassis. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*: 37, 239–48, 2004.
- [68] http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/30464A_HYFLEX-CM_bro.pdf
- [69] <http://www.hyflex.info/overview/benefits/>.
- [70] T. Lambrianidis. Ledging and blockage of root canals during canal preparation : causes , recognition , prevention , management , and outcomes. *Endod Topics*:15, 56–74, 2009.
- [71] American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms. 7th edn. Chicago: AAE; 200
- [72] V. Franco, C. Fabiani, S. Taschieri, A. Malentacca, M. Bortolin, M. Del Fabbro. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J. Endod.*:37, 1398–401, 2011.
- [73] E. Schäfer, D. Lohmann. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*: 35, 514–21, 2002.
- [74] M. L. Zuolo, R. E. Walton, N. Imura. Histologic evaluation of three endodontic instrument/preparation techniques. *Endod. Dent. Traumatol.*: 8, 125–9, 1992.
- [75] K. C. Trabert, A. A. Caput, M. Abou-Rass. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J. Endod.*: 4, 341–5, 1978.
- [76] R. Pilo, G. Corcino, A. Tamse. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with hand and rotatory instruments. *J. Endod.*: 24, 401–4, 1998.
- [77] C. A. S. Bier, H. Shemesh, M. Tanomaru-Filho, P. R. Wesselink, M.-K. Wu. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J. Endod.*: 35, 236–8, 2009.
- [78] T. Zandbiglari, H. Davids, E. Schäfer. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*: 101, 126–31, 2006.

- [79] Ruddle C. Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*. (8th ed.) St. Louis: Mosby: 231–292, 2002.
- [80] H. Jafarzadeh, P. V. Abbott. Ledge Formation: Review of a Great Challenge in Endodontics. *J. Endod.*: 33, 1155–1162, 2007.
- [81] S. Bürklein, L. Börjes, E. Schäfer. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int. Endod. J.*: 47, 470–6, 2014.
- [82] <http://www.endoruddle.com/inventions.html>
- [83] S. A. Thompson, P. M. H. Dummer. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel – titanium instruments in simulated root canals : Part 1. *Int Endod J*: 33, 248–254, 2000.
- [84] E. Pedullà, N. M. Grande, G. Plotino, G. Gambarini, E. Rapisarda. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.*: 39, 258–61, 2013.
- [85] S. Bürklein, E. Schäfer. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod. Top.*:29, 110-124, 2013.
- [86] Senia ES, Wildey WL. ‘Straight-line’ access: a must for faster and better endodontics. *Dent Today*;22:40-45, 2003.
- [87] M. H. A. Alodeh. A comparison of the ability of K-files and Hedstrom files to shape simulated root canals in resin blocks. *Int Endod J.*:22, 226–235, 1989.
- [88] Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*;18, 269-296, 1974.
- [89] J. H. Gutiérrez, J. Garcíá. Microscopic and macroscopic investigation on results of mechanical preparation of root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*: 25, 108–16, 1968.
- [90] E. Schäfer, J. Tepel, W. Hoppe. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.*: 21, 493–7, 1995.
- [91] T. V Lam, D. J. Lewis, D. R. Atkins, R. H. Macfarlane, R. M. Clarkson, M. G. Whitehead, P. J. Brockhurst, A. J. Moule. Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files. *Aust. Dent. J.*: 44, 12–9, 1999.
- [92] B. Briseño, E. Sonnabend, F. Detzer. Effect of different hand instruments on the shape of the root canal. *Dtsch. Zahnarztl. Z.*: 44, 446–8, 1989.

- [93] S. Elizabeth M. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod. Top.*:10, 163–167, 2005.
- [94] E. Schäfer. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod. Dent. Traumatol.*: 13, 51–64, 1997.
- [95] S. Szep, T. Gerhardt, C. Leitzbach, W. Lüder, D. Heidemann. Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. *Clin. Oral Investig.*: 5, 17–25, 2001.
- [96] M. K. Wu, B. Fan, P. R. Wesselink. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J. Endod.*: 26, 210–216, 2000.
- [97] M. Hülsmann, E. Schafer. *Endodontide Problemler: Etiyoloji, Tanı ve Tedavi.* Quintessence Yayıncılık, 2013.
- [98] A. Kapalas, T. Lambrianidis. Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endod. Dent. Traumatol.*: 16, no. 5: 229–231, 2000.
- [99] R. E. Walton, M. Torabinejad. *Principles and Practice of Endodontics.* Saunders, 3rd edn, 2002.
- [100] L. S. Buchanan. Management of the curved root canal. *J. Calif. Dent. Assoc.*:17, 18–25, 27, 1989.
- [101] P. V Abbott, P. S. Heijkoop, S. C. Cardaci, W. R. Hume, G. S. Heithersay. An SEM study of the effects of different irrigation sequences and ultrasonics. *Int. Endod. J.*: 24, 308–16, 1991.
- [102] T. A. Svec, M. M. Wang. The effect of instrument precurving on transportation in simulated curved canals. *J. Endod.*: 24, 122–124, 1998.
- [103] T. Ponce de Leon Del Bello, N. Wang, J. B. Roane. Crown-down tip design and shaping. *J. Endod.*: 29, 513–8, 2003.
- [104] J. R. Kessler, D. D. Peters, L. Lorton. Comparison of the relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumentation techniques. *J. Endod.*: 9, 439–47, 1983.
- [105] S. Kuttler, A. McLean, S. Dorn, A. Fischzang. The impact of post space preparation with Gates-Glidden drills on residual dentin thickness in distal roots of mandibular molars. *J. Am. Dent. Assoc.*: 135, 903–9, 2004.
- [106] ZS. Ouzouian, H. Schilder. Remaining dentin thickness after endodontic cleaning and shaping before post space preparation. *Oral Health.*:81, 13-5, 1991.

- [107] B. Sattapan, G. J. Nervo, J. E. Palamara, H. H. Messer. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J. Endod.*: 26, 161–5, 2000.
- [108] F. U. López, E. V. Fachin, V. R. Camargo Fontanella, F. B. Barletta, M. V. R. Só, F. S. Grecca. Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. *J. Endod.*: 34, 1545–8, 2008.
- [109] Y. L. Turpin, F. Chagneau, J. M. Vulcain. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J. Endod.*:26, 414–7, 2000.
- [110] E. Schäfer, A. Dzepina, G. Danesh. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*:96, 757–63, 2003.
- [111] C. R. A. Valois, L. P. Silva, R. B. Azevedo. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J. Endod.*: 31, 882–5, 2005.
- [112] M. Pohl, C. Heßing, J. Frenzel. Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Mater. Sci. Eng. A*: 378, 191–199, 2004.
- [113] L. Borgula. Rotary Nickel Titanium Instrument Fracture: An Experimental and SEM Based Analysis. University of Melbourne, School of Dental Science, 2005.
- [114] L. I. Grossman. Fate of Endodontically Treated Teeth with Fractured Root Canal Instruments. *Int. Endod. J.*: 2, 35–37, 1968.
- [115] J. R. Ward. Risk Management In Root Canal Treatment; Th.P. Lambrianidis. *Aust. Endod. J.*: 28, 86–86, 2002.
- [116] F. S. Weine, R. F. Kelly. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J. Endod.*: 1, 255–262, 1975.
- [117] K. C. Lim, J. Webber. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *Int. Endod. J.*:18, 240–246, 1985.
- [118] C. L. Coleman, T. A. Svec. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J. Endod.*: 23, 232–5, 1997.
- [119] C. M. Bramante, A. Berbert, R. P. Borges. A Methodology for Evaluation of Root Canal Instrumentation. *J. Endod.*: 13, 243–245, 1987.
- [120] D. Gekelman, R. Ramamurthy, S. Mirfarsi, F. Paque, O. A. Peters. Rotary Nickel-Titanium GT and ProTaper Files for Root Canal Shaping by Novice Operators: A Radiographic and Micro-Computed Tomography Evaluation. *J. Endod.*: 35, 1584–1588, 2009.

- [121] G. B. Sydney, A. Batista, L. L. de Melo. The radiographic platform: A new method to evaluate root canal preparation in vitro. *J. Endod.*: 17, 570–572, 1991.
- [122] C. L. Sabala, J. B. Roane, L. Z. Southard. Instrumentation of curved canals using a modified tipped instrument: a comparison study. *J. Endod.*: 14, 59–64, 1988.
- [123] D. W. Southard, R. J. Oswald, E. Natkin. Instrumentation of curved molar root canals with the roane technique. *J. Endod.*: 13, 479–489, 1987.
- [124] M. García, F. Duran-Sindreu, M. Mercadé, R. Bueno, M. Roig. A comparison of apical transportation between ProFile and RaCe rotary instruments. *J. Endod.*: 38, 990–2, 2012.
- [125] G. G. Kunert, V. R. Camargo Fontanella, A. A. M. De Moura, F. B. Barletta. Analysis of apical root transportation associated with protaper universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J. Endod.*: 36, 1052–1055, 2010.
- [126] J. M. Gambill, M. Alder, C. E. del Rio. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J. Endod.*: 22, 369–75, 1996.
- [127] M. S. M. Hartmann, F. B. Barletta, V. R. Camargo Fontanella, J. R. Vanni. Canal Transportation after Root Canal Instrumentation: A Comparative Study with Computed Tomography. *J. Endod.*: 33, 962–965, 2007.
- [128] D. Zhao, Y. Shen, B. Peng, M. Haapasalo. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, twisted files, and K3 instruments. *J. Endod.*: 39, 385–388, 2013.
- [129] M. Hülsmann, M. Schade, F. Schäfers. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*: 34, 538–46, 2001.
- [130] O. Zmener, G. Marrero. Effectiveness of different endodontic files for preparing curved root canals: a scanning electron microscopic study. *Endod. Dent. Traumatol.*:8, 99–103, 1992.
- [131] J. Versümer, M. Hülsmann, F. Schäfers. A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*: 35, 37–46, 2002.
- [132] M. Hülsmann, G. Gressmann, F. Schäfers. A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*: 36, 358–366, 2003.

- [133] R. Weiger, A. ElAyouti, C. Löst. Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J. Endod.*:28, 580–3, 2002.
- [134] B. Jodway, M. Hülsmann. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*: 39, 71–80, 2006.
- [135] T. Rödiger, M. Hülsmann, C. Kahlmeier. Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile .04 and GT Rotary. *Int. Endod. J.*: 40, 553–62, 2007.
- [136] M. a al-Omari, P. M. Dummer. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *J. Endod.*:21, 154–8, 1995.
- [137] A. Loizides, D. Eliopoulos, E. Kontakiotis. Root canal transportation with a Ni-Ti rotary file system and stainless steel hand files in simulated root canals. *Quintessence Int.*: 37, 369–74, 2006.
- [138] O. Zmener, C. Spielberg, J. Olmos. Effectiveness of two different methods for preparing curved root canals. *Endod. Dent. Traumatol.*: 10, 215–9, 1994.
- [139] O. Zmener, L. Balbachan. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endod. Dent. Traumatol.*:11, 121–3, 1995.
- [140] L. Bergmans, J. Van Cleynenbreugel, M. Wevers, P. Lambrechts. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent.*:14, 324–33, 2001.
- [141] J. D. Pécora, A. Capelli. Shock of paradigms on the instrumentation of curved root canals. *Braz. Dent. J.*: 17, 3–5, 2006.
- [142] S. Bürklein, K. Hinschitza, T. Dammaschke, E. Schäfer. 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. Endod. J.*: 45, 449–61, 2012.
- [143] S. Bürklein, S. Benten, E. Schäfer. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*:46, 590–7, 2013.
- [144] O. A. Peters, a Laib, T. N. Göhring, F. Barbakow. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J. Endod.*: 27, 1–6, 2001.
- [145] F. Paque, M. Zehnder, G. De-Deus. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J. Endod.*: 37, 1394–1397, 2004.

- [146] B. Yamamura, T. C. Cox, B. Heddaya, N. M. Flake, J. D. Johnson, A. Paranjpe. Comparing canal transportation and centering ability of endosequence and vortex rotary files by using micro-computed tomography. *J. Endod.*: 38, 1121–1125, 2012.
- [147] A. Junaid, L. G. Freire, C. E. da Silveira Bueno, I. Mello, R. S. Cunha. Influence of Single-file Endodontics on Apical Transportation in Curved Root Canals: An Ex Vivo Micro-Computed Tomographic Study. *J. Endod.*:40, 717–20, 2014.
- [148] A. J. Webber, D. P. Machtou, W. Pertot, D. S. Kuttler, C. Ruddle, J. West. The WaveOne single-file reciprocating system. 2011, <http://www.endoexperience.com/documents/WaveOne.pdf>
- [149] http://micro-mega.com/en/wp-content/uploads/2012/10/OneShape_brochure.pdf
- [150] <http://m.tfadaptive.com/>
- [151] <http://m.tfadaptive.com/#keep-it-simple>.
- [152] S. W. Schneider. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol.*:32, 271–275, 1971.
- [153] Y. Zhu, Y. Gu, R. Du, C. Li. Reliability of two methods on measuring root canal curvature. *Int Chin J Dent.*: 3, 118-121, 2003.
- [154] S. Bürklein, E. Schäfer. The influence of various automated devices on the shaping ability of Mtwo rotary nickel-titanium instruments. *Int. Endod. J.*:39, 945–51, 2006.
- [155] S. Bürklein, C. Hiller, M. Huda, E. Schäfer. Shaping ability and cleaning effectiveness of Mtwo versus coated and uncoated EasyShape instruments in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*: 44, 447–57, 2011.
- [156] M. Ahmad. The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation. *J. Endod.*: 15, 544–7, 1989.
- [157] P. M. Dummer, M. H. Alodeh, M. A. al-Omari. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *Int. Endod. J.*: 24, 63–6, 1991.
- [158] G. B. Yang, X. D. Zhou, Y. L. Zheng, H. Zhang, Y. Shu, H. K. Wu. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*: 40, 707–14, 2007.
- [159] F. L. G. Calberson, C. a J. G. Deroose, G. M. G. Hommez, H. Raes, R. J. G. De Moor. Shaping ability of GTTM Rotary Files in simulated resin root canals. *Int. Endod. J.*: 35, 607–14, 2002.

- [160] S. S. Patterson. In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol.*: 16, 83–103, 1963.
- [161] K. Kum, L. Spangberg, B. Cha, J. Ilyoung, L. Seungjong, and L. Chanyoung,. Shaping Ability of Three ProFile Rotary Instrumentation Techniques in Simulated Resin Root Canals. *J. Endod*: 26, 719–723, 2000.
- [162] M. A. Baumann, A. Roth. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*: 88, 714–718, 1999.
- [163] Y. Haïkel, R. Serfaty, G. Bateman, B. Senger, C. Allemann. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*: 25, 434–40, 1999.
- [164] E. Schäfer, M. Erler, T. Dammaschke. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*: 39, 196–202, 2006.
- [165] C. J. Cunningham , E. S. Senia. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars.,” *J. Endod.*: 18, 294–300, 1992.
- [166] E. Schäfer, C. Diez, W. Hoppe, J. Tepel. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth.. *J. Endod*: 28, 211–6, 2002.
- [167] L. Bergmans, J. Van Cleynenbreugel, M. Beullens, M. Wevers, B. Van Meerbeek, P. Lambrechts. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*:36, 288–95, 2003.
- [168] E. Berutti, D. S. Paolino, G. Chiandussi, M. Alovisi, G. Cantatore, A. Castellucci, D. Pasqualini. Root Canal Anatomy Preservation of WaveOne Reciprocating Files with or without Glide Path. *J. Endod.*: 38, 101–104, 2012.
- [169] R. Gergi, R. Arbab-Chirani, N. Osta, A. Naaman. Micro–Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Instruments. *J. Endod*: 35, 2–6, Mar. 2014.
- [170] E. Berutti, G. Chiandussi, I. Gaviglio, A. Ibba. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J. Endod.*:n 29, 15–9, 2003.
- [171] X. Xu, M. Eng, Y. Zheng, D. Eng. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J. Endod*: 32, 372–5, 2006.

- [172] H. C. Kim, H. J. Kim, C. J. Lee, B. M. Kim, J. K. Park, A. Versluis, “Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int. Endod. J.*: 42, 593–602, 2009.
- [173] Y. Hayashi, T. Yoneyama, Y. Yahata, K. Miyai, H. Doi, T. Hanawa, A. Ebihara, H. Suda. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.*: 40, 247–53, 2007.
- [174] S. Bürklein, E. Schäfer. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics*:29, 110–124, 2013.
- [175] O. A. Peters. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J. Endod.*:30, 559–67, 2004.
- [176] A. C. D. Viana, M. Chaves Craveiro de Melo, M. Guiomar de Azevedo Bahia, V. T. Lopes Bueno. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*: 110, 527–33, 2010.
- [177] L. G. Freire, G. Gavini, F. Branco-Barletta, R. Sanches-Cunha, and M. Dos Santos, “Microscopic computerized tomographic evaluation of root canal transportation prepared with twisted or ground nickel-titanium rotary instruments,” *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 112, no. 6, pp. e143–8, Dec. 2011.
- [178] H. P. Lopes, T. Gambarra-Soares, C. N. Elias, J. F. Siqueira, I. F. J. Inojosa, W. S. P. Lopes, V. T. L. Vieira. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-Wire, or nickel-titanium alloy in R-phase *J. Endod.*: 39, 516–520, 2013.
- [179] E. S. J. Pereira, I. F. C. Peixoto, a C. D. Viana, I. I. Oliveira, B. M. Gonzalez, V. T. L. Bueno, M. G. a Bahia. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.*: 45, 469–74, 2012.
- [180] A. Azarpazhooh , E. D. Fillery. Prion disease: the implications for dentistry. *J. Endod.*: 34, 1158–66, 2008.
- [181] A. Smith, M. Dickson, J. Aitken, J. Bagg. Contaminated dental instruments. *J. Hosp. Infect.*: 51, 233–5, 2002.
- [182] J. T. Walker, J. Dickinson, J. M. Sutton, N. D. H. Raven, P. D. Marsh. Cleanability of dental instruments--implications of residual protein and risks from Creutzfeldt-Jakob disease. *Br. Dent. J.*: 203, 395–401, 2007.

- [183] S. Letters, A. J. Smith, S. McHugh, J. Bagg. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Br. Dent. J.*: 199, 522–5; 2005.
- [184] A. Smith, S. Letters, a Lange, D. Perrett, S. McHugh, J. Bagg. Residual protein levels on reprocessed dental instruments. *J. Hosp. Infect.*: 61, 237–41, 2005.
- [185] A. F. Hill, R. J. Butterworth, S. Joiner, G. Jackson, M. N. Rossor, D. J. Thomas, A. Frosh, N. Tolley, J. E. Bell, M. Spencer, A. King, S. Al-Sarraj, J. W. Ironside, P. L. Lantos, J. Collinge. Investigation of variant Creutzfeldt-Jakob disease and other human prion diseases with tonsil biopsy samples. *Lancet*: 353, 183–9, 1999.
- [186] L. Ingrosso, F. Pisani, M. Pocchiari. Transmission of the 263K scrapie strain by the dental route. *J. Gen. Virol.*: 80, 3043–7, 1999.
- [187] J. Popovic, J. Gasic, S. Zivkovic, a Petrovic, G. Radicevic. Evaluation of biological debris on endodontic instruments after cleaning and sterilization procedures. *Int. Endod. J.*: 43, 336–341, 2010.

8. ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Melahat Şefizade İlköğretim okulunda, ortaokul öğrenimini Kazım Karabekir İlkokulunda, lise öğrenimini Koç Özel Lisesinde tamamladıktan sonra 2005 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yükseköğrenimine başlamış olup 2010 yılında mezun olmuştur. Aynı yıl içerisinde Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında doktora eğitimine başlamış olup halen devam etmektedir.