



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM
NİTİ EĞELERİN VERTİKAL KIRIK OLUŞTURMA
DÜZEYLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Fatma FURUNCUOĞLU

Samsun

Ekim-2015



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM
NİTİ EĞELERİN VERTİKAL KIRIK OLUŞTURMA
DÜZEYLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Fatma FURUNCUOĞLU

Danışman

Yrd.Doç.Dr. Elif KALYONCUOĞLU

Samsun

Ekim-2015

TEŞEKKÜR

Tezimin her aşamasında büyük özveri ile emeğini ve yardımını esirgemeyen, bana çok şey öğreten, her konuda desteğini hissettiğim sevgili hocam ve tez danışmanım Yrd.Doç.Dr.Elif KALYONCUOĞLU'na;

Çalışmamızın gerçekleşmesinde, PYO. DIS. 1904.14.008 proje numarası ile destek sağlayan OMÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Destek Komisyonuna;

Tez konumun belirlenme aşamasında ve sonrasında değerli fikirlerinden faydalandığım Doç.Dr. Çağrı URAL'a ve tez çalışmam sırasında Ünlversal test cihazının kullanımında çok yardımcı olan Abant İzzet Baysal Üniversitesi öğretim üyesi Yrd.Doç.Dr. M. Ali ASLAN ve Yrd.Doç.Dr. Yusuf Ziya AKPINAR'a;

Tez izleme komitemde yer alarak tezimin hazırlanması sürecinde bilgi ve tecrübesi ile faydasını derinden hissettiğim Doç.Dr. Uğur İNAN'a;

Tezimin planlanmasında ve düzeneğinin hazırlanmasında bilgi ve becerisi ile bana yardımcı olan Dt. Özgür KESKİN'e ve materyal metot aşamasında büyük yardımı dokunan ve doktora eğitim sürecime keyif katan asistan arkadaşlarımla Dr. Neslihan Büşra KESKİN ve Araş.Gör.Dt. Esra DEMİR'e;

Verilerimin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde göstermiş olduğu yardımlardan dolayı Araş.Gör.Dt. Cangül KESKİN'e ve doktora eğitim sürecimde birlikte güzel günler geçirdiğim, arkadaşlık ettiğim bütün Endodonti Anabilim Dalı Asistan Arkadaşlarıma;

Anabilim dalı başkanımız Sayın Prof.Dr. Hikmet AYDEMİR'e ve üzerimde emeği geçen saygıdeğer Endodonti Anabilim Dalı Hocalarıma;

Hayatım boyunca, beni her zaman destekleyen, bitmek bilmez fedakarlıkları ile daima arkamda olan sevgili ailem; Muharrem, Dilber ve Uğur YILDIZ'a;

Hayatıma girdiği ilk gün itibaren her gününe kıymet katan, varlığının sevgisinin, dostluğunun, yardımlarının, fedakarlığının, desteğinin ve anlayışının karşılığını hiç bir zaman ödeyemeyeceğim, tezimin her aşamasında en az benim kadar emeği olan canım eşim Dt. Halit FURUNCUOĞLU'na;

Aramıza katılmasıyla mutluluğumuzu pekiştiren, her anımı anlamlandıran, evimin güneşi canım oğlum ÖMER'e

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

ÖZET

FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM NİTİ EĞELERİN VERTİKAL KIRIK OLUŞTURMA DÜZEYLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu invitro çalışmanın amacı farklı yöntemlerle üretilmiş 4 farklı NiTi döner sistemi ile şekillendirilmiş dişlerin vertikal kırık dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: 100 adet tek kanallı mandibular premolar diş kök boyu 13 mm olacak şekilde kuronundan ayrıldı. Kökler 1 kontrol ve 4 deney grubu olacak şekilde rastgele 5 gruba ayrıldı: Grup 1 (kontrol)'deki örneklere herhangi bir işlem uygulanmadı. Deney gruplarındaki örnekler apikal çap #40 boyutunda olacak şekilde Grup 2'de ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) (PTU) ile F4 (40/.06), Grup 3'te Twisted Files (SybronEndo, Orange CA, ABD) (TF) eğesi ile 40/.04, Grup 4'te ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) (PTN) eğeleri ile X4 (40/.06), Grup 5'te ise Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) (HF) eğeleri ile 40/.04 olana kadar prepare edildi. Ardından tüm deney gruplarındaki kökler AH Plus ve güta perka kullanılarak tek kon tekniği ile dolduruldu. Bir hafta sonra kontrol ve deney grubundaki tüm kökler, koronal 9 mm'lik kısmı dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin bloklara dikey olarak gömüldü. Hazırlanan örneklere vertikal kök kırığı oluşuncaya kadar 1mm/dk hızında ilerleyen kuvvet uygulandı. Sonuçlar Newton (N) cinsinden kaydedildi. Veriler tek yönlü varyans analizi ve Tukey ASD testi ile değerlendirildi.

Bulgular: En yüksek kırık direnç değerleri kontrol grubunda elde edilmiştir. Kontrol grubu ile PTU, TF ve PTN grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı iken ($p<0.05$), kontrol grubu ve HF grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememiştir ($p>0.05$).

Sonuç: Kök kanal preparasyonu sırasında kullanılan NiTi eğelerin üretim teknolojileri arasındaki farklılığın vertikal kök kırığı oluşumu üzerine etkisinin olmadığı belirlendi.

Anahtar kelimeler: Hyflex CM; İnstron; Kök kırığı; ProTaper Next; Twisted File; Vertikal kök kırığı

Fatma FURUNCUOĞLU, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Ekim- 2015

ABSTRACT
VERTICAL ROOT FRACTURE RESISTANCE OF TEETH INSTRUMENTED
WITH DIFFERENTIALLY MANUFACTURED NITI ROTARY FILES

Aim: The purpose of this in vitro study was to evaluate vertical root fracture resistance of teeth instrumented with NiTi rotary files produced with 4 different manufacturing methods.

Materials and Methods: A hundred extracted single-canal mandibular premolar teeth were sectioned, leaving a standart root length of 13 mm. Roots were randomly divided into 1 control group and 4 experimental groups: Group 1(Control); no preparation or obturation, Group 2; prepared with the ProTaper Universal rotary files (PTU) up to an F4 (40/.06), Group 3; prepared with the Twisted Files (TF) up to 40/.04, Group 4; prepared with the ProTaper Next rotary files (PTN) up to an X4 (40/.06), Group 5; prepared with the Hyflex CM rotary files (HF) up to 40/.04. After preparations, the teeth were obturated with single cone technique using gutta-percha and AH Plus sealer. The roots in control and experimental groups were mounted vertically in acrylic resin blocks that exposed 9 mm of the coronal part. The roots were subjected to a vertical loading force with a constant speed of 1 mm/min until fracture occurred. The force required to produce a fracture was recorded in newtons (N). Data were statistically analyzed by one-way variance analysis (ANOVA) and Tukey ASD test at a significance level of $p<.05$.

Results: The highest fracture resistance values were obtained in the control group. The difference between control group and PTU,TF and PTN groups was statistically significant ($p<.05$) but the difference between control group and HF group was not statistically significant ($p>.05$).

Conclusions: It was determined that the difference between the manufacturing technology of NiTi files used during root canal preparation has no effect on vertical root fracture formation.

Key Words: Hyflex CM, Instron, ProTaper Next, Root fracture, Twisted File, Vertical root fracture

Fatma FURUNCUOĞLU PhD. Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, October-2015

SİMGELER VE KISALTMALAR

CM: Controlled Memory

Dk: Dakika

EDTA: Ethylenediamine Tetra-acetic Acid

Gcm: Gram cantimetre

GG: Gates Glidden

H Tipi: Hedström

ISO: International Organization for Standardization

Mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

N: Newton

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

NiTi: Nikel Titanyum

PT: ProTaper

PTN: ProTaper Next

Rpm: Revolutions per minute

SAF: Self Adjusting File

SEM: Scaning Electron Microscope

TF: Twisted File

VKK: Vertikal Kök Kırığı

%: Yüzde

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VI
İÇİNDEKİLER.....	VII
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı	3
2.2. Kök Kanal Aleti Yapımında Kullanılan Alaşımlar.....	4
2.2.1. Paslanmaz Çelik Alaşımının Özellikleri.....	4
2.2.2. Nikel Titanyum Alaşımının Özellikleri	6
2.3. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	9
2.3.1. Tirnerf	10
2.3.2. K Tipi Eğe.....	10
2.3.3. K tipi Reamer	10
2.3.4. Hedström eğe	11
2.3.5. Gates Glidden Frez	11
2.3.6. NiTi Döner Eğeler	11
2.4. Niti Döner Eğe Sistemleri.....	15
2.4.1. Birinci Nesil Eğeler	15

2.4.2. İkinci Nesil Eğeler	16
2.4.3. Üçüncü Nesil Eğeler	17
2.4.4. Dördüncü Nesil Eğeler	18
2.4.5. Beşinci Nesil Eğeler	19
2.5. Çalışmamızda Kullanılan Sistemler.....	19
2.5.1. ProTaper ® Sistemi	20
2.5.2. Twisted File Sistemi	22
2.5.3. ProTaper Next ® Sistemi.....	23
2.5.4. HyFlex® CM™ Sistemi	24
2.6. Kök Kırıkları ve Çatlaklar	26
2.7. Vertikal Kök Kırığı.....	27
2.7.1. Vertikal Kök Kırığının Etiyolojisi	29
2.8. Kırık Çalışmalarında Kullanılan Metodolojiler	34
3. MATERYAL VE METOT.....	36
3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması	36
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	36
3.2.1. Grup 1: Kontrol.....	38
3.2.2. Grup 2: ProTaper	38
3.2.3. Grup: 3 Twisted File.....	40
3.2.4. Grup 4: ProTaper Next	40
3.2.5. Grup:5 Hyflex CM.....	41

3.3. Kök Kanallarının İrrigasyonu	42
3.4. Kök Kanallarının Doldurulması.....	42
3.5. Dişlerin Akrilik İçine Gömülmesi	43
3.6. Deney Örneklerine Basma Testinin Uygulanması.....	44
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	46
4. BULGULAR.....	47
5. TARTIŞMA.....	50
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	60
KAYNAKLAR	61
EKLER	76
Ek 1: Etik Kurul Onay Raporu	76
Ek 2: Hasta Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	77
ÖZGEÇMİŞ	79

1.GİRİŞ

Kök kanal tedavisinde temel amaç, kron ve kök pulpasının çıkarılmasını takiben kök kanallarının mekanik olarak genişletilip mikroorganizmalardan arındırılarak, kök ucuna kadar üç boyutlu olarak doldurulmasıdır (Schilder, 1974).

Kök kanallarının temizlenme ve şekillendirilmesi, mekanik ve biyolojik olarak gerçekleştirilen bir işlem olup kök kanal tedavisinin önemli aşamalarındandır. Bu amaçla, kök kanalının tüm artıkları uzaklaştırılarak dezenfeksiyonu sağlanmalı ve kanalın pozisyonuna sadık kalınarak kök kanalına konik bir form verilmelidir (Carrotte, 2004). Kök kanalını güta perka ve kanal patı ile üç boyutlu ve sızdırmaz şekilde doldurmak için en doğru kanal şekli; kanalın en uç noktasında en küçük, kanal ağzında ise en büyük olan konik şekildir (Saunders ve Saunders, 2003). Bu amaçla, birçok kök kanal eğesi ve preparasyon sistemi geliştirilmiştir.

Nikel titanyum (NiTi) alaşımı yaklaşık 25 yıldır endodonti pratiğinde kullanılmaktadır. İlk olarak Walia ve ark. (1988) ortodontik telden kanal eğesi üretmişler ve kök kanal tedavisinde kullanmışlardır. Süperelastik olan NiTi eğeler endodontist ve diş hekimleri arasında yaygın kullanım alanı bulmuştur. Geleneksel paslanmaz çelik eğelerden daha esnek ve daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olmaları NiTi aletlere üstünlük kazandırmaktadır (Thompson, 2000). Ayrıca; NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere göre dentin kaldırmada daha etkili ve kanalın orjinal formunu korumada daha başarılıdır (Hülsmann ve ark., 2005).

NiTi eğelerin mekanik özellikleri; aleti oluşturan alaşımın kimyasal bileşenlerine, faz oluşumuna ve fabrikasyon prosedürlerine bağlı olmaktadır. Eğenin fiziksel özelliklerini ise; kesit dizaynı ve uzunlamasına olan şekli belirlemektedir. Son yıllarda üretici firmalar eğelerin mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla farklı teknolojiler ile üretilmiş yeni NiTi eğeler piyasaya sürmüşlerdir. Her sistemin kendine özgü kesit dizaynı, uzunlamasına formu, değişken koniklik açıları ve farklı çalışma prensipleri bulunmaktadır (Zhou ve ark., 2013).

Vertikal kök kırığı (VKK); ilgili dişin prognozunu kötü etkileyen istenmeyen bir komplikasyondur (Testori ve ark., 1993). VKK, diş çürükleri ve periodontal

hastalıklardan sonra diş çekimini gerektiren en yaygın üçüncü etkendir (Ellis ve ark., 1999). Bu sebeple VKK oluşumunun önüne geçilmesi çok önemlidir (Lertchirakarn ve ark., 2011). VKK oluşumunu etkileyen önemli dental işlemlerden biri ise kök kanal tedavisidir (Sedgley ve Messer, 1992). Kök kanal tedavi prosedürleri VKK için zemin hazırlayıcı bir faktör oluşturmaktadır. VKK kök kanal preparasyonu sırasında farklı NiTi eğelerin dişte meydana getirdiği defektlerden ya da aşırı koronal preparasyondan kaynaklanabilmektedir (Baretto ve ark., 2012).

Bu tez çalışmasının amacı; 4 farklı teknoloji ile üretilmiş olan NiTi eğeler ile preparasyon uygulanmış dişlerin vertikal kök kırık dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Pulpal problemlerin birincil olarak kök kanal sisteminin mikrobiyal kontaminasyonu ile ilişkili olduğu ilk olarak 1965 yılında gösterilmiştir (Kakehashi ve ark., 1965). Mikroorganizmaların kök kanal sisteminden eliminasyonu kök kanal tedavisi ile sağlanmaktadır. Biyomekanik temizlik olarak da adlandırılan kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesi kök kanal tedavisinin başarıya ulaşması için uygulanan en önemli adımdır. Biyomekanik temizliğin ardından üç boyutlu kök kanal dolgusu ve sızdırmaz üst restorasyon gerekmektedir (Carrotte, 2004b).

Kök kanalı biyomekanik temizliği, pulpal boşluğun temizlenmesi, kanal içi medikamanların ve kök kanal dolgusunun uygulanması için gerekli boşluğun oluşturulması ve radiküler dokuların bütünlüğünün korunması olarak tanımlanabilmektedir ve kök kanallarının şekillendirilmesi ve temizlenmesi ile sağlanmaktadır. Kök kanallarının şekillendirilmesi iki önemli prensibe dayanır. Bunlardan birincisi mikroorganizmaların, enfekte ya da enfekte olmayan pulpa dokusunun ve dentin talaşları gibi enfekte sert dokuların kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasıdır. İkincisi ise kök kanal duvarlarında ideal temizleme sağlanabileceği ve ardından kök kanal boşluğunun tam olarak doldurulabileceği bir kök kanal formu oluşturulmasıdır (Peters ve Peters, 2011) . Kök kanallarının temizliğinde ise irrigasyon solüsyonlarının önemli etkisi bulunmaktadır. İrrigasyon solüsyonları; kanalın yıkanması ile birlikte mikroorganizmaların yok edilmesini, organik ve inorganik doku artıklarının çözülmesini ve kanal içerisindeki debrisin uzaklaştırılmasını sağlamaktadır (Attin ve ark., 2002).

Şekillendirilip temizlenmiş kök kanal sisteminin hermetik tıkama sağlayacak şekilde doldurulması gerekmektedir. Kök kanal dolgusu; apikal ve korondan herhangi bir mikroorganizma ya da doku sıvılarının geçişine ve kanal içerisinden uzaklaştırılamamış mikroorganizmaların çoğalmasına izin vermeyecek şekilde tamamlanmalıdır (Carrotte, 2004b).

Schilder'e göre, daimi kök kanal dolumuna uygun şekilde hazırlanmış bir kök kanal boşluğu (Schilder, 1974);

- Kök ucundan koronale doğru genişleyen düzgün konik bir formda hazırlanmalı,
- Apikal foramen bu konik şeklin en dar yerini oluşturmalı,
- Apikal foramenin fizyolojik şekli ve orjinal pozisyonu korunmalı,
- Kök kanalının orjinal şekli ve eğimi muhafaza edilmelidir.

Kök kanal preparasyonu, aseptik çalışma koşulları altında endodontik aletler ve irrigasyon solüsyonları kullanılarak tamamlanmaktadır. Kanal eğeleri üretildikleri günden bu yana devamlı gelişim içerisinde. Kök kanal preparasyonundaki yetersizliklerinin giderilmesi amacıyla kanal eğelerinin dizaynında ve üretildikleri alaşım üzerinde değişiklikler yapılmaktadır. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte kök kanal preparasyonunun daha güvenli tamamlanmasını sağlayacak ve başarısını artıracak olan alaşımlar piyasaya sürülmektedir.

2.2. Kök Kanal Aleti Yapımında Kullanılan Alaşımlar

Kök kanal aletleri başlangıçta karbon-çelik alaşımdan üretilmiştir. Ancak karbon-çelik alaşımı düşük korozyon direncine sahip olduğu için, kimyasallar ve buhar bu aletlerde korozyona sebep olmaktadır. Bu dezavantajlarından dolayı kök kanal aletlerinin yapımında karbon-çelik alaşımı yerine paslanmaz çelik alaşımı kullanılmış ve aletlerin kalitesinde önemli ölçüde artış yaşanmıştır (Metzger ve ark., 2011).

2.2.1. Paslanmaz Çelik Alaşımının Özellikleri

Paslanmaz çelik el eğelerinin, eğin çapının artmasıyla artan doğal bir sertliği bulunmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). Ayrıca; kök kanallarının çoğu eğri olmasına karşın, kanal eğeleri düz metal şerit şeklinde üretilmektedir (Kunert ve ark., 2010). Eğri kök kanalının şekillendirilmesi sırasında esnek olmayan eğelerin kullanımı sonucu; apikal foramenin veya kanalın orjinal konumundan başka bir konuma nakli (transportasyon), apikal zip oluşumu, dirsek oluşumu, basamak oluşumu, perforasyon, kanalın tıkanmasına bağlı çalışma boyu kaybı ve kanalın düzleşmesi gibi düzeltilmesi zor olan değişiklikler oluşabilmektedir (Carvalho ve ark., 1999; Deplazes ve ark., 2001;

Schafer ve Dammaschke, 2006). Kanal içerisindeki bu düzensizlikler enfekte dokuların uzaklaştırılmasını ve kök kanal dolgusunun uygun tıkkama sağlayacak şekilde yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Alodeh ve ark. (1989) K tipi eğeyi simüle eğri kanallarda eğeleme hareketi ile kullandıkları çalışmalarında, eğenin kanal eğiminin iç duvarından fazla dentin kaldırdığını (strip perforasyon), zip ve dirsek oluşumuna sebep olduğunu bildirmişlerdir. Eğri kök kanalının şekillendirilmesi sırasında bu tür istenmeyen değişiklikleri azaltmak amacıyla daha esnek kök kanal aletlerinin üretilmesi gündeme gelmiştir (Wu ve ark., 2000).

Paslanmaz çelik eğelerin çapraz kesitlerinde değişiklikler yapılarak eğelerin çap genişlikleri azaltılmış, dolayısıyla esnekliği artırılmaya çalışılmıştır. Paslanmaz çelik esaslı bu aletlere örnek olarak Flexicut, K-Flexofile, K-Flexfile, Flexoreamer, Flex-R eğeleri verilmektedir (Schafer, 1997). Flex-R eğe paslanmaz çelik telin aşındırılmasıyla elde edilmektedir. Bu sayede eğenin çalışan kısmındaki kesici kenarların geçiş açıları düzeltilmiştir (Peters ve Peters, 2011). K-flex eğe eşkenar dörtgen şekilli telden üretilmektedir. “Romboid” (baklava) şekilli telin dar açısı eğeye iki keskin kenar sağlamaktadır. Şaftın daha ince olması da eğenin daha esnek olmasını sağlamaktadır (Carrotte, 2004a). Yapılan çalışmalarda eğri kanalların geleneksel ve modifiye edilmiş paslanmaz çelik eğelerle şekillendirilmesi sırasında kanal şeklinde meydana gelen istenmeyen değişiklikler değerlendirilmiş ve modifiye aletlerin geleneksel paslanmaz çelik aletlerden daha başarılı sonuç verdiği gösterilmiştir (Schafer ve ark., 1995; Tepel ve ark., 1995b; Nagy ve ark., 1997).

Paslanmaz çelik eğelerle yapılan şekillendirme işlemlerinin süresinin uzunluğu, Gates-Glidden gibi geleneksel koronal genişletme frezlerinin kullanılmasıyla fazla miktarda koronal diş dokusunun kaldırılması gibi problemler, enstrüman yapımında yeni alaşımların kullanılması gerekliliğini ortaya çıkarmıştır (Ingle ve ark., 2008).

Eğri kök kanallarında esnek olmayan paslanmaz çelik eğelerin kullanımı sonucu kök kanalında istenmeyen form bozuklukları meydana gelmektedir. Bu durumun engellenmesi için daha esnek kök kanal eğelerinin kullanımı amaçlanmıştır. Kök kanal aletlerinin yapımında nikel titanyum (NiTi) alaşımının kullanılması fikri ilk

olarak 1975 yılında Civjan ve ark. tarafından önerilmiş ve bu tarihten sonra NiTi alaşımının endodonti pratiğinde kullanımı gündeme gelmiştir.

2.2.2. Nikel Titanyum Alaşımının Özellikleri

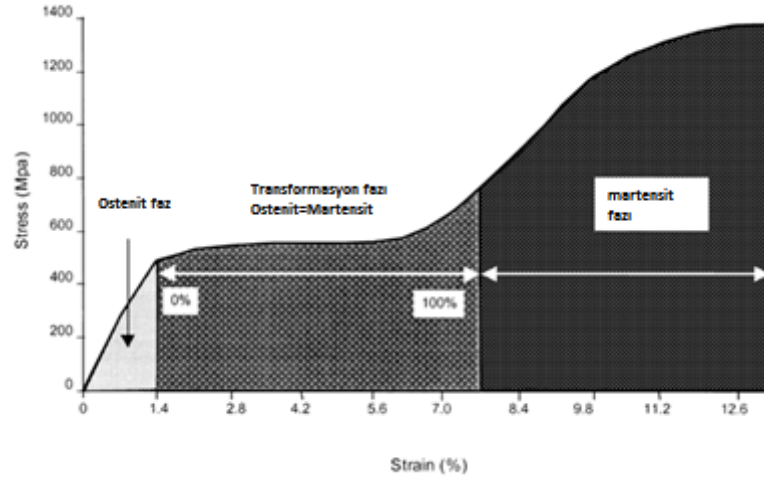
NiTi alaşımı 1960'lı yıllarda metalürji uzmanı W.F. Buehler tarafından geliştirilmiştir (Buehler ve ark., 1963; Bonaccorso ve ark., 2008b) ve "Nitinol" olarak tanıtılmıştır. NiTi alaşımı bileşenlerin atom sayıları aynı olmakla birlikte, ağırlık olarak 45% titanyum ve %55 nikelden oluşmaktadır. Walia ve ark. (1988) ortodontik NiTi teli kök kanal aleti olarak kullanmışlar ve paslanmaz çelik eğelere göre 2-3 kez daha dayanıklı olduğunu tespit etmişlerdir. Böylelikle; NiTi alaşımı endodonti pratiğine girmiş ve birçok farklı dizaynda kullanılmaya başlanmıştır (Hülsmann ve ark., 2005).

NiTi alaşımı en biyouyumlu materyaller arasındadır ve korozyona dirençlidir. Bu alaşımın elastikiyet modülü paslanmaz çeliklere göre belirgin oranda düşüktür. Paslanmaz çelik alaşıma göre en önemli üstünlükleri süperelastisite ve şekil hafızası özellikleridir (Walia ve ark., 1988; Torrisi, 1999; Thompson, 2000).

Şekil hafızasına sahip alaşımların ortak özelliği, alaşıma giren elementlerin oranıyla belirlenebilen bir dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında farklı iki şekil ve kristal yapısına sahip olabilmeleridir. NiTi alaşımı bu belirlenebilen sıcaklığın üzerinde austenite (ostenit) (ana faz), altındaki sıcaklıklarda ise martensite (martensit) fazında bulunmaktadır (Şekil 1). Materyal martensit fazda iken yumuşak ve biçimlendirilebilir halde bulunmakta ve kolay deforme olmaktadır. Ostenit fazda ise; oda sıcaklığında, sert ve kararlı bir halde bulunmaktadır. Alaşım martensit fazdayken deformasyona uğradıktan sonra, dönüşüm sıcaklığı üzerinde ısıtıldığında ana faz olan ostenit yapısına dönüşürken orjinal şeklini de geri almaktadır. Bu fazlar arası değişim, alaşıma ısı ya da dış kuvvet uygulanması ile gerçekleşmektedir. Endodontik eğerlerde bu durum, kanal içerisindeki baskı ile eğin martensit faza geçmesi ve orjinal şeklini kaybetmesi, baskı kalktıktan sonra metalin ostenit yapıya geri dönerek eski şeklini geri alması olarak gözlenmektedir. Bu özellik şekil hafızası olarak tanımlanmaktadır (Gambarini, 2000).

Süperelastisite özelliği ise; alaşımın fiziksel etkenlerle deforme olmasından sonra stres ortadan kalktığında deformasyon öncesi eski şekline dönebilme özelliği

olarak adlandırılmaktadır (Gambarini, 2000). Bu özellik NiTi alaşımının atomik diziliminin farklılığından köken almaktadır. Paslanmaz çeliklerden ya da konvansiyonel alaşımlardan farklı olarak plastik deformasyon görülmeden önce, alaşımın atomları birbirleri üzerinde hafif kayma gösterebilmektedir (Peters ve Paque, 2010). NiTi alaşımının süperelastisite özelliği %8'e kadar olan gerilmelere plastik deformasyon olmaksızın izin vermektedir. Paslanmaz çeliklerde ise bu oran %1 değerindedir (Torrise, 1999; Gambarini, 2000; Thompson, 2000; Ye ve Gao, 2012). Diğer yandan NiTi aletlerin süperelastisitesi eğri kök kanallarında preparasyona başlamadan önce eğeye kanala uygun form kazandırılmasına yani ön şekillendirmeye izin vermemektedir (Schafer, 1997).

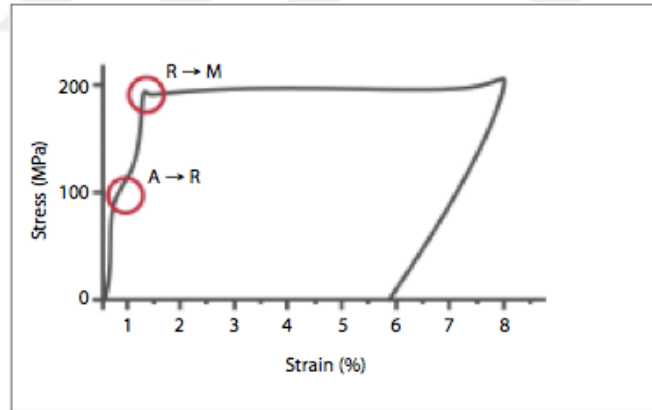


Şekil 1. NiTi faz değişim grafiği. (Thompson'dan, 2000)

NiTi alaşımının diğer bir avantajı, düşük elastisite modülüne yani yüksek esnekliğe sahip olmasıdır. Bu özelliği ile kolayca şekil alabilmekte, torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı yüksek direnç göstermektedir (Thompson, 2000). NiTi eğelerinin, paslanmaz çelik eğelere göre elastik modülünün düşük olması sebebi ile eğri kök kanallarında kullanım esnasında plastik deformasyon görülmeden önce daha uzun süre dayanabilirler. Bu özellikleri sayesinde eğri kök kanallarında NiTi aletlerin kullanımı avantaj sağlamaktadır (Schafer, 1997).

Son yıllarda NiTi alaşımının mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla alaşım ısısal işlemlerden geçirilmektedir (Gambarini ve ark., 2008b; Alapati ve ark., 2009; Yahata ve ark., 2009; Shen ve ark., 2011a). NiTi çubuğun ısıtma ve soğutma

işlemlerinden geçirilmesi ile ostenit ve martensit fazları arası tersiyer dönüşüm meydana gelmektedir. Bu dönüşüm esnasında R-Fazı olarak bilinen bir arafaz oluşmaktadır (Şekil 2). R-Fazında NiTi alaşımı bükülebilir halde bulunmaktadır. NiTi çubuk, frez ile şekillendirilmesine gerek kalmadan bükülme işlemi ile yeni şeklini almaktadır. Daha sonra tekrar ısıtma ve soğutma işleminden geçirilerek ostenit fazına geri döndürülmektedir (Gambarini ve ark., 2008b). Bu R-Fazı teknolojisi sayesinde NiTi eğelerin moleküler faz yapısı ve özellikleri iyileştirilir, yüzey sertliği artırılır (Mounce, 2008). Üretici firma, yontularak üretilme işleminin eğenin yüzeyinde mikro çatlaklar oluşturduğunu ve bu mikroçatlakların eğeyi moleküler düzeyde zayıflatarak kırığa karşı eğenin direncini azalttığını bildirmektedir. R-Fazında bükülerek üretilen eğerlerde ise eğe yüzeyinde mikro çatlak oluşmadığı ve eğenin daha sağlam bir yapıya sahip olduğu belirtilmiştir. Bu sayede R-Fazında üretilen eğerlerin kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu öne sürmektedir (TF ürün broşürü, 2014). R-Fazındaki metallerin elastikiyet modülüsleri ostenit fazdan daha düşük olduğu için iyi süperelastisite ve şekil hafızası özelliği göstermektedir. Bu sebeple; R-Fazında üretilen metaller daha esnek olmaktadır (Cheung ve ark., 2007; Zhou ve ark., 2013).



Şekil 2. NiTi telde ostenit fazdan martensit faza geçerken ortaya çıkan R-Fazı gösteren stress-strain grafiği (Peters'dan, 2010)

M-Wire (SportsWire, Langley, OK) teknolojisi 2007 yılında tanıtılmıştır. M-Wire NiTi alaşımı, NiTi tel çubukların bir dizi ısısal işleminden geçirilmesi ile elde edilmiştir. Geleneksel süperelastik NiTi'nin ostenit fazında olmasının aksine, M-Wire NiTi alaşımı; ostenit, R-fazı ve martensit fazlarından oluşmaktadır (Alapati ve ark., 2009). Laboratuvar çalışmaları (SportsWire, Langley, OK) ostenit fazda olan geleneksel

NiTi alaşımı ile kıyaslandığında M-Wire NiTi alaşımının gerilme direncinin yüksek olduğunu göstermektedir. Yapılan alışmalarda; M-Wire teknolojisi ile üretilen aletlerin geleneksel NiTi aletlere göre döngüsel yorgunluk direncinin yüksek olduğu bildirilmiştir (Alapati ve ark., 2009; Gao ve ark., 2010; Bhagabati ve ark., 2012; Kiefner ve ark., 2014).

Controlled Memory Wire (CM Wire) (DS Dental, Johnson City, TN) 2010 yılında piyasaya sürülen esnekliği arttırılmış NiTi alaşımıdır. CM Wire NiTi eğeler materyalin hafızasını kontrol eden, eğeyi daha esnek yapan özel termomekanik işlemlerden geçirilerek üretilmektedir. Fakat CM Wire eğe gruplarında diğer NiTi eğelerin sahip olduğu şekil hafızası özelliği mevcut değildir. Geleneksel NiTi tel oda sıcaklığında ostenit kristalin yapısında iken, CM Wire teli ostenit ve martensit fazlarının karışımından oluşmaktadır (Shen ve ark., 2011b). Martensit fazında alaşımın elastik modülüsü ostenit fazına göre daha düşüktür. Bu sayede alaşım daha yumuşak ve bükülebilir olmaktadır (Kusy, 1997). Shen ve ark. (2012) yaptığı çalışmada CM eğelerinin geleneksel süperelastik eğelere göre döngüsel yorgunluk direncinde %400-600 daha başarılı olduğu bulunmuştur. Ayrıca; martensit fazında eğe üzerinde mikro çatlak ilerleyişi daha yavaş olmaktadır.

2.3. Kök Kanal şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

Kök kanal şekillendirilmesinin temel hedefleri (Peters ve Peters, 2011)

- Enfekte olmuş yumuşak ve sert dokuları uzaklaştırmak,
- İrrigasyon solüsyonlarının apikal kanal boşluğuna ulaşmasını sağlayacak giriş oluşturmak,
- Kök kanal medikamanları ve kök kanal dolgusu için uygun bir boşluk oluşturmak,
- Radiküler dokuların bütünlüğünü korumaktır.

Kök kanal şekillendirilmesi, aseptik çalışma koşullarında endodontik aletler ve irrigasyon solüsyonları kullanılarak tamamlanmaktadır (Bergenholtz ve ark., 2009)

Kök kanal preparasyonunda kullanılan endodontik aletler üç grupta incelenebilmektedir (Cohen ve ark., 2006a):

- Elle kullanılan aletler; Tirnerf, K tipi eğe, K tipi reamer, H tipi eğe,
- Düşük hızda çalışan döner aletler; Gates Glidden frezleri ve Peeso reamerlar
- Endomotorlar ile çalışan NiTi döner sistemler

2.3.1. Tirnerf

Pulpayı ekstirpe etmek için kullanılan en eski endodontik alettir. Dentini kesmez, kök kanalı içerisindeki yumuşak dokuları ya da pansuman materyalini kanaldan uzaklaştırmak için kullanılır (Peters ve Peters., 2006).

2.3.2. K Tipi Eğe

Dentini kesmek için 100 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. K tipi eğeler üçgen ya da kare metal blokların uzun aksları boyunca bükülmesiyle elde edilmektedir. Kesici kenarlarının şaftla olan açısı yaklaşık dik açıdır. Bu sayede bu eğe hem dönme hareketi hem de eğeleme hareketi ile kullanılabilir (Carrotte, 2004a). Kesici olmayan uç dizaynı eğenin apikal ucunun aşındırılması ve düzleştirilmesi ile oluşturulmuştur (Peters ve Peters, 2011). K tipi eğelerin 1 mm'inde 1 ½ ile 2 ½ arasında kesici kenar bulunmaktadır. Böylelikle K tipi eğenin spiral sayısı K tipi reamerın iki katı kadardır. K tipi eğenin kesici kenarının uzun aks ile olan açısı 25⁰-40⁰ arasındadır ve dönme hareketi ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Schafer, 1997).

2.3.3. K tipi Reamer

Üçgen kesitli bir telin az bükülmesiyle oluşturulan spiralleri az sayıda ve aralıklı olan eğedir. Metal blokların bükülmesiyle elde edilmesi, bloğun bütünlüğünün bozulmamasını ve eğenin torsiyonel kırığa dirençli olmasını sağlamaktadır. K tipi reamer, K tipi eğeden daha az sayıda kesici kenara sahiptir. Her milimetrede 1 ya da ½ kesici kenar bulunmaktadır. Kesici kenar ile eğenin uzun aksı arasında olan açı yaklaşık 10-30⁰ arasındadır. Bu sayede reamer dönme hareketi ile kullanılmak üzere

üretmişlerdir. Kanalın içerisine yerleştirilip çeyrek tur saat yönünde çevrilerek bir miktar dentine saplandıktan sonra geri çekilerek kullanılmaktadır (Carrotte, 2004a).

2.3.4. Hedström eğe

Hedström (H tipi) eğe yuvarlak, açıldırılmış paslanmaz çelik telden elde edilmektedir. Telin gövdesine spiral şekilde oluk açılmasıyla keskin kenarları oluşturulmaktadır. H tipi eğenin enine kesiti gözyaşı damlası şekli olarak tanımlanmaktadır. Aletin kesici kenarları ile uzun eksen arasındaki açı 60-65° arasındadır, bu açı eğeye itme ve çekme hareketinde kısmen agresif karakter kazandırır. H tipi eğe ileri geri harekette K tipi eğe ya da reamera göre daha etkili olup, daha fazla miktarda dentin kaldırır (Stenman ve ark., 1990). Yüzeyde oluşturulan derin çentiklerin bükülme direncini belirleyen merkezdeki metal hacmini azaltmasından ve aşındırma işlemleri sırasında metal üzerinde oluşan çatlakların, eğenin zayıflamasına sebep olmasından dolayı, H tipi eğenin dönme hareketi ile kullanımından kaçınılmalıdır. K tipi eğe ve reamera göre torsiyonel kırığa olan direnci düşüktür (Tepel ve ark., 1995a; Tepel ve ark., 1997). Ayrıca; H tipi eğe kanal dolgu sökümünde gütü perkanın kanaldan uzaklaştırılmasında da kullanılabilir (Carrotte, 2004a).

2.3.5. Gates Glidden Frez

Gates glidden (GG) frezler yaklaşık 100 yıldır kullanılmaktadır ve dizaynında hemen hemen hiç değişiklik yapılmamıştır. Bu aletler; özellikle NiTi alaşımından üretilmiş olan FlexoGates (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) modeli kök kanalının koronal genişletmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak; GG frezler, yanlış kullanımlarında dentin dokusundan fazla aşındırma yaparak radiküler diş dokusunun fazla zayıflamasına sebep olabilmektedir. GG frezler kesici olmayan uç dizaynına sahiptir ve lateral diş dokusundan aşındırma yapmaktadır (Peters ve Peters, 2011).

2.3.6. NiTi Döner Eğeler

Kök kanal sisteminin döner aletler ile preparasyonu ilk olarak paslanmaz çelik el aletleri ile denenmiştir. Ancak; birçok komplikasyon ile karşılaşmıştır. Paslanmaz

çelik aletler rijit ve sert yapıdadır. Kanal iç duvar dentininden fazla aşındırma yapmakta ve kanal formuna yeterli uyum sağlayamamaktadır (Johnson ve ark., 2002).

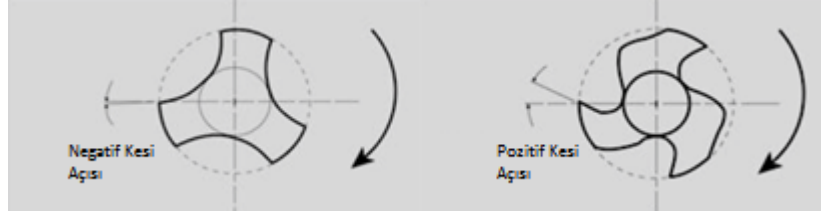
Kök kanal tedavisinde kullanılan döner sistemlerde NiTi alaşımlarının tercih edilme nedenleri;

- Esneklik ve elastiklik limitlerinin yüksek olması ile kök kanallarına daha kolay uyum sağlamaktadır (Torrise, 1999).
- Özellikle eğri kök kanallarında preparasyon esnasında NiTi eğenin süperelastisitesi eğenin kanal duvarlarına fazla lateral kuvvet uygulamasına engel olmaktadır (Coleman ve ark., 1997).
- Kanal duvarından aşırı dentin kaldırılmasına engel olduğundan konservatif bir preparasyon sağlamaktadır (Glossen ve ark., 1995).
- Orjinal kanal şekline uyum gösterdikleri için düzgün bir kanal formu elde edilmektedir (Glossen ve ark., 1995).
- Kök kanalının merkezinde preparasyon sağlanmaktadır (Short ve ark., 1997).
- Kök kanalları daha hızlı prepare edilebilmektedir (Sattapan ve ark., 2000).
- NiTi eğeler paslanmaz çeliklere göre daha esnek ve torsiyonel kuvvetlere karşı daha dirençli olmaktadır (Torrise, 1999).
- Kök kanal preparasyonu sırasında; basamak, perforasyon, zip, tıkanma ve transportasyon meydana gelme ihtimali daha azdır (Johnson ve Johnson, 2002; Peters ve Peters, 2006).
- Paslanmaz çelik eğeler, sodyum hipokloritten ve sterilizasyon prosedürlerinden etkilenirken, NiTi eğeler etkilenmemektedir (Johnson ve Johnson, 2002).

NiTi kanal aletlerinin anlaşılabilmesi için belirli kavramların bilinmesi gerekmektedir. Bunlar; kesme açısı, helikal açı, sarmal, radyal alan, kesit geometrisi, uç dizaynı ve koniklik açısı değeridir (Sanghvi ve ark., 2011).

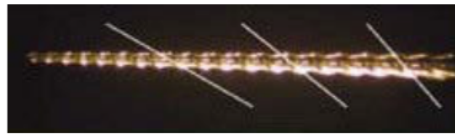
Kesme açısı (rake angle), aletin uzun aksına dik alınan enine kesiti ile kesici yüzeyin oluşturduğu açıdır. Kesme açısı döner aletlerde kesme etkinliğini belirleyen

önemli özelliklerden biridir. Pozitif kesme açısı, nötral kesme açılarından daha etkin kesim yapar. Negatif kesme açısı ise daha az agresif olmasına rağmen eğenin kesiciliği gövde dizaynıyla değiştirilebilir (Şekil 3) (Sanghvi ve Mistry, 2011).



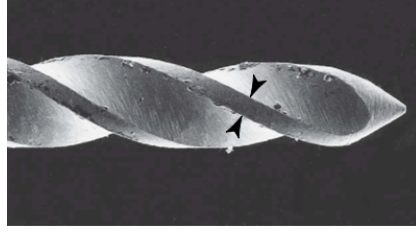
Şekil 3: Negatif ve pozitif eğiklik açıları. (A) Negatif (kazıyıcı) açı. (B) Pozitif (kesici) açı. (Sanghvi'den, 2011)

Helikal açı, kesici kenarla eğenin uzun aksı arasındaki açıdır (Şekil 4). Yivlerin helikal bir açıyla birbirleriyle bağlantılı olması, genişletme sonunda ortaya çıkan debrisin etkin ve hızlı bir şekilde kanaldan uzaklaştırılmasını sağlamaktadır. Sabit helikal yiv açısına sahip eğeler, debrisin özellikle eğenin koronal kısmında birikmesine neden olmaktadır. Çalışma boyunca aynı helikal açı gösteren eğeler ise vidalanma kuvvetlerine karşı daha savunmasızdır. Yiv açısının değişken olmasıyla debrıs daha etkin uzaklaştırılmakta ve eğenin kanal içine vidalanma olasılığı azalmaktadır (Sanghvi ve Mistry, 2011). Vidalanma etkisini etkileyen diğer bir özellik ise ege üzerindeki sarmal sayısıdır. Sarmal; uzunluk birimi başına spiral sayısı olarak tanımlanmaktadır (Koch ve Brave., 2002)



Şekil 4. Değişken heliks açısı görüntüsü (Koch'dan, 2002)

Diğer bir kritik dizayn özelliği de radyal alan konseptidir. Radyal alan (radial land), merkezi akstan en uzaktaki yüzey olup kök kanalını cilalama eğilimindedir. Eğeyi kanalın merkezinde tutan, kesici olmayan uç ve radyal alan kombinasyonudur (Şekil 5)(Küçükay 2004).



Şekil 5. Radyal Alan (Metzger'den, 2011)

Günümüzde NiTi döner aletler kesici ya da kesici olmayan uç şeklinde iki tip uç dizaynına sahiptir. Aletin ucunun görevi, kanal içerisinde alete rehberlik etmek, aletin kanal boyunca ilerlemesini sağlamaktır. Kesici uç, aletin kanal içerisinde zorlanmasıyla kanal formunda bozulmalara sebep olabilmektedir. Hatta, agresif preparasyon sağlayarak perforasyon meydana getirebilmektedir. Kesici olmayan uç dizaynı ise aletin pasif olarak kanal içerisinde ilerlemesini sağlamaktadır (Şekil 6) (Metzger ve ark., 2011).



Şekil 6. Kesici uç, kesici olmayan uç (Schafer'dan, 1997)

Materyalin süperelastisitesi, NiTi çubukların bükülerek spiral şekli verilmesine izin vermemektedir. NiTi çubuktan spiral elde edebilmek için daha fazla büküldüğünde ise çubukta kırılma gözlenmektedir. Bu nedenle; NiTi eğeler bükülerek üretilmek yerine aşındırılarak üretilmektedir (Schafer, 1997).

NiTi alaşımının üstün özellikleri ve gelişmiş esnekliği kök kanalının şekillendirilmesinde avantaj sağlamaktadır. Ayrıca; NiTi alaşımı koniklik açısı yüksek olan (%4-12) eğelerin üretilmesine olanak sağlamaktadır. Standart koniklik açılı geleneksel paslanmaz çelik eğelerde kök kanalı boyunca kanal aleti ile kanal duvarları arasında maksimum kontak oluşmaktadır. Bu maksimum kontak rotasyonel hareketlerde aletin maruz kaldığı sürtünme direncini arttırmaktadır. Bunun sonucu olarak eğenin kanal içerisinde dönmesini sağlayacak kuvvet arttırılacak ve eğenin

kırılma ihtimali de artacaktır. Bu olumsuzlukları engelleyebilmek için üreticiler kök kanal aletlerini değişken koniklik açılı üretmektedirler (Johnson ve Johnson, 2002).

NiTi aletler ilk tanıtıldığından bu yana dizaynında ve üretim şekillerinde yenilikler olmuştur. Geçmiş yıllarda geleneksel eğeler deneysel olarak kanıtlanmış ihtiyaçlara göre üretilmekteydiler. Ancak günümüzde NiTi aletler kanıta dayalı bir yaklaşım içermeksizin farklı üreticiler tarafından piyasa odaklı bir süreç içerisinde üretilmektedirler. Her yeni piyasaya sürülen sistem ile birlikte yeni kullanım parametreleri tanıtılmaktadır. Bu durumun sonucu olarak, hekimler için hangi sistemi kullanacakları kararı gün geçtikçe zorlaşmaktadır. Her sistemin üstünlükleri ve zayıf olduğu noktalar bulunmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013).

2.4. Niti Döner Eğe Sistemleri

Döner eğe sistemlerinin NiTi alaşımından üretilmesi kök kanal tedavi prosedürleri için çok önemli bir gelişme olmuştur. NiTi eğeler en zor anatomik koşullarda bile en etkili şekillendirmeyi sağlamak amacıyla geçmişten günümüze değişik dizaynlarda üretilmektedir. NiTi döner aletleri alaşımın tipi, eğelerin koniklik açısı ve enine kesit şekli gibi farklı dizayn özelliklerine sahip olabildiği gibi törpüleme işlemleri, lazer ile aşındırma ya da ısısal işlemler altında plastik deformasyon gibi farklı üretim şekillerine de sahiptir (Haapasalo ve Shen, 2013).

1990'lı yıllardan bu yana endodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan NiTi döner aletler üretim özelliklerine göre 5 grup şeklinde sınıflandırılmıştır.

2.4.1. Birinci Nesil Eğeler

İlk NiTi döner alet olan Lightspeed; Dr. Steve Senia and Dr. William Wildey tarafından 1990'lı yılların başında tanıtılmıştır. LightSpeed döner aletinin uzun, kesici olmayan gövde kısmı bulunmaktadır. Uç kısmında ise kısa bir kesici yüzey bulunmaktadır (Barbakow, 2004).

Koniklik açısına sahip olarak üretilen ilk NiTi döner alet; 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından piyasaya sürülmüştür. Mc Spadden adı verilen bu alet 0.02 koniklik açısına sahip olarak üretilmiştir (Haapasalo ve Shen, 2013). 1994'te ise

günümüzde de kullanımı halen devam eden ProFile aletleri 0.04 koniklik açısına sahip ve pasif kesme yapan radyal alan dizaynı ile üretilmiştir. Hemen ardından ProFile aletlerinin 0.06 koniklik açılı serisi ve Orifice Shaperi üretilmiştir. Bu sayede, ProFile aletlerinin üreticisi Dr. Johnson 0.02 koniklik açısı paradigmasını yıkarak döner alet sistemlerine yeni bir bakış açısı kazandırmıştır (Bryant ve ark., 1999).

Birinci nesil kök kanal eğelerinin genel olarak; nötral ya da negatif kesme açısı ve radyal alanı bulunan, çalışan kısımları boyunca sabit koniklik açısı bulunan ve preparasyonu tamamlamak üzere kullanılan alet sayısının daha fazla olduğu aletler olarak özetlenebilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013). Ayrıca; birinci nesil eğelere örnek olarak Quantec, Greater Taper NiTi döner alet sistemleri de sayılabilir.

2.4.2. İkinci Nesil Eğeler

1990'lı yılların sonunda ikinci nesil kök kanal eğeleri piyasaya sürülmüştür. Bu nesil kanal eğelerinde yapılan en önemli değişiklikler; aktif kesme yapan radyal alan içermeyen kesici kenarlar olması ve preparasyonun tamamlanmasında gerekli olan eğe sayısının azaltılmış olmasıdır. Kesici kenar ile eğenin uzun aksı arasındaki açının birinci nesil eğelere göre daha az olması, kullanım sırasındaki vidalanma etkisinin azaltılmasını sağlamaktadır. Ayrıca; bu nesilin diğer bir önemli özelliği ise tek eğe üzerinde artan ya da azalan değişken koniklik açılarının bulunmasıdır. (Haapasalo ve Shen, 2013). İkinci nesil sistemlerinin çoğu pozitif kesme açısı ile üretilmiştir. Pozitif kesme açısı; eğeye daha agresif bir kesme etkinliği ile hızlı preparasyon sağlamaktadır. Pozitif kesme yapan sistemlere örnek olarak K3 Sistemi (SybronEndo, Orange, CA, ABD) verilebilir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Değişken koniklik açılı olarak üretilen ProTaper (PT) (Dentsply Maillefer, Ballaques, İsviçre), EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, USA) ve BioRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) sistemleri bu gruba örnek verilebilir. Tek eğede değişken koniklik açısı olması, preparasyon esnasında oluşan vidalama etkisi ile eğenin dentin duvarlarına saplanmasının engellenmesi açısından önemlidir (Schafer ve Vlassis., 2004).

İkinci nesil eğelerin bir diğer önemli özelliği ise, üretim işlemleri sırasında aletlerin yüzey iyileştirme işlemlerinden geçirilmiş olmalarıdır. Bahia ve ark. (2005) NiTi eğelerin yüzey özelliklerinin döngüsel yorgunluk direncine etki ettiğini bildirmişlerdir. Eğenin yüzeyinde bulunan defektlerin stres birikim alanları oluşturduğunu ve eğenin kırılma riskini arttırdığını belirtmişlerdir (Bahia ve Buono., 2005). Eğelerin yüzeyindeki defektlerin giderilmesi için iyon implantasyonu (Rapisarda ve ark., 2000) (Tripi ve ark., 2002) ve ‘elektropolishing’ işlemi (Bonaccorso ve ark., 2008a; Bonaccorso ve ark., 2008b) uygulanabilmektedir. İkinci nesil sistemlerden olan BioRaCe sistemine ‘elektropolishing’ işlemi uygulanmıştır. Eğenin standart olarak törpülenerek üretilme işleminden sonra yapılan yüzey işlemi ile yüzey defektlerinin azalması ve eğenin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (Lopes ve ark., 2010).

2.4.3. Üçüncü Nesil Eğeler

Üçüncü nesil eğelerin en önemli ortak özellikleri NiTi metalürjisindeki gelişmeler ve yeni üretim teknolojileridir (Haapasalo ve Shen, 2013). NiTi alaşımın mekanik performansı alaşımın mikro düzeydeki yapısı ve termomekanik üretim şekli ile ilişkili olmaktadır. Bu sebeple yeni üretim şekilleri ve termomekanik işlemler ile döner sistemlerde görülen beklenmedik kırık oluşumlarının önüne geçilmek istenmekte ve kök kanal preparasyonunda mekanik performans arttırılmaya çalışılmaktadır (Ye ve Gao, 2012).

Sybron Endo firması 2008 yılında NiTi çubuğun bükülebilir fazı olan “R-Fazında” üretilmiş yeni bir sistem piyasaya sürmüştür. Klasik yöntemle NiTi eğeler yontularak üretilirken, bu yöntemde bükülebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, R-Fazında üretilen NiTi aletlerin döngüsel yorgunluk direncinin geleneksel NiTi aletlere göre artmış olduğu tespit edilmiştir (Larsen ve ark., 2009; Kim ve ark., 2010; Bhagabati ve ark., 2012). R-Fazında üretilen sistemlere örnek olarak Twisted Files (TF;SybronEndo, Orange CA, ABD), ve K3XF gösterilebilir.

2007 yılında yeni bir teknoloji ile üretilen eğeler piyasaya sürülmüştür. “M-wire” adı verilen bu teknolojiye eğe, NiTi alaşımın ısı uygulaması işlemlerinden geçirilmesi ile üretilmiştir. Yapılan çalışmalarda M-Wire NiTi aletlerin geleneksel

aletlere göre dögüsel yorgunluk direncinin yüksek olduğu bildirilmiştir (Alapati ve ark., 2009; Gao ve ark., 2010; Bhagabati ve ark., 2012; Kiefner ve ark., 2014) M-wire teknolojsisi ile üretilmiş sistemlere örnek olarak ProFile GT Series X ,ProFile Vortex, Vortex Blue verilebilir.

2010 yılında tanıtılan “Controlled Memory Wire (CM Wire)” ise alaşımın termomekanik işlemler sonrası eğinin esnekliğinin artırılıp şekil hafızası özelliğinin kaldırıldığı yeni bir teknolojidir (Haapasalo ve Shen., 2013). CM Wire teknolojsisi ile üretilen sistemlere HyFlex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD), Typhoon Infinite Flex NiTi örnek olarak gösterilebilir.

2.4.4. Dördüncü Nesil Eğeler

NiTi döner sistemlerin piyasaya sürülmesinden bu yana kök kanal preparasyonunda endodontik motorlarla kullanılan döner sistemler devamlı rotasyon hareketi ile çalışmaktadır. Günümüzde NiTi döner aletlerinin el eğelerinden daha fazla kırılma riski taşıdığı bilinmektedir (Sattapan ve ark., 2000). Bunun sebebi olarak endodontik motorların devamlı rotasyon hareketi yapması olduğu düşünülmektedir. Bunu elimine etmek için resiprokal hareket ile preparasyon yapılması önerilmiştir (De-Deus ve ark., 2010).

Resiprokal kavramı; zıtlık, karşıtlık, karşılıklı etkileşim, ortaklık olarak tanımlanmaktadır. Resiprokal hareket kavramının endodontideki kullanımı ise; bir tam turun, saat yönüne ve saat yönünün tersine hareket ile çalışabilen özel endodontik motorlar aracılığıyla birkaç ileri geri hareket ile tamamlanmasıdır (Sattapan ve ark., 2000). Resiprokasyon hareketi Roane ve ark. (1985) tarafından tanıtılan eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde paslanmaz çelik el aletleri ile kullanılan Dengeli Kuvvet (Balanced Force) tekniği ile benzerdir. Yared'in (2008), ProTaper F2 eğesinin resiprokal hareket ile tek kullanımlık olarak kullanılmasını önermesi ve istenilen başarıya ulaşamamasının ardından 2011 yılında resiprokal hareket ile uyumlu üretilmiş sistemler piyasaya sürülmüştür.

Resiprokasyon hareketi ile kullanılacak aletler M-Wire alaşımı ile üretilmektedir. Resiprokasyon hareketinin kullanılması NiTi aletin dögüsel yorgunluk

direncinde artma ve aletin kullanım ömründe uzama sağlamaktadır (De-Deus ve ark., 2010; Varela-Patino ve ark., 2010; You ve ark., 2010; Pedulla ve ark., 2013). Buna ek olarak resiprokasyon hareketi, tek eğe kullanımıyla bütün kök kanal preparasyonun tamamlanmasına izin vermektedir. Tek bir NiTi eğe ile kök kanal şekillendirilmesi, döner sistem kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca; aletlerin tek kullanımlık olması, çapraz enfeksiyon riskini ortadan kaldırmıştır (De-Deus ve ark., 2010).

Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemleri dördüncü nesil aletlere örnek olarak gösterilebilir. Çalışma şekli ve tasarım açısından diğer sistemden farklılık gösteren Self Adjusting File (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail) eğe sistemi de dördüncü nesil eğe grubunda gösterilmektedir (Haapasalo ve Shen., 2013).

2.4.5. Beşinci Nesil Eğeler

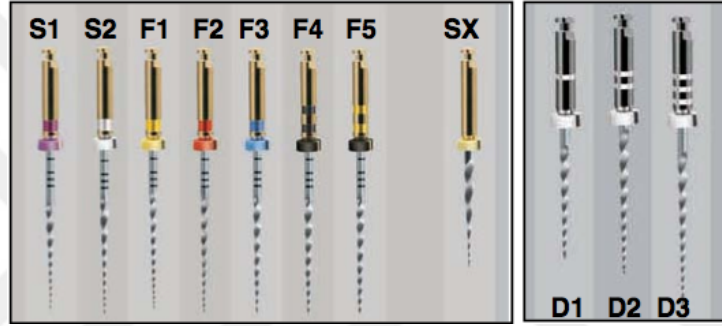
Beşinci nesil aletlerin en önemli özelliği aletin kütle merkezinin çalışan kısmının her kesitinde farklı konumlarda olması ve eğenin asimetrik bir formda tasarlanmış olmasıdır. Bu tasarım dengeli dizayn olarak tanımlanmaktadır. Bu dizayn, rotasyon sırasında eğelerin, eğenin uzun aksı boyunca mekanik dengeli dalga hareketi gerçekleştirecek şekilde ilerlemesini sağlamaktadır. Bu sayede aletin dentin ile sıkışması kontrol altına alınmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). Ayrıca; dalgalı hareket preparasyon esnasında uzaklaştırılan dentin için bir kaçış yolu ve aktif kısmı boyunca alete esneklik sağlamaktadır (Ruddle, 2013). Revo-S, One Shape® (Micro-Mega®, Besançon, Fransa) ve ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğeleri beşinci nesil eğe grubu olarak tanımlanmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013).

2.5. Çalışmamızda Kullanılan Sistemler

Tez çalışmamızda kök kanal preparasyonu esnasında kullanılan, birbirinden farklı üretim teknolojileri ile üretilmiş olan ProTaper, Twisted Files, ProTaper Next ve Hyflex CM döner sistem eğeler kullanılmıştır.

2.5.1. ProTaper ® Sistemi

ProTaper (PT) döner alet sistemi, Dr Clifford Ruddle, Dr John West ve Dr Pierre Machtou tarafından dizayn edilmiş ve Dentsply firması tarafından piyasaya sürülmüş NiTi döner alet sistemidir. PT sistemi esas olarak Crown down tekniği ile kullanılan 3 şekillendirme eğesi (SX, S1, S2) ve apikal şeklin verilmesinde kullanılan 3 bitirme eğesi (F1, F2, F3) olmak üzere 6 adet eğeden oluşmaktadır. Bunlara ek olarak apikal çapın artırılmasında kullanılan F4, F5 bitirme eğeleri ve retreatment tedavisi için bir set (D1, D2, D3) eklenmiştir (Şekil 7). Sistem 21, 25 ve 31 mm olacak şekilde üç farklı boyda üretilmektedir.

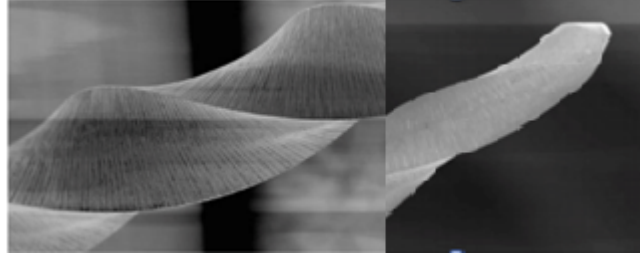


Şekil 7. ProTaper döner sistem aletleri

Sistem aletlerinin temel özelliği, her birinin kesici bıçakları boyunca değişken yüzdelerde konikliğe ve değişen uç çaplarına sahip olmasıdır. Değişken konisite, eğenin esnekliğini ve buna bağlı olarak kesme etkinliğini arttırmaktadır. Ayrıca; her eğe kök kanalının belirli bir bölgesinde şekillendirme yapmaktadır. Değişken çaptaki uçlar, stres birikimine yol açmadan eğelerin kesme işleminin gerçekleşmesine olanak sağlamaktadır (Ruddle, 2005).

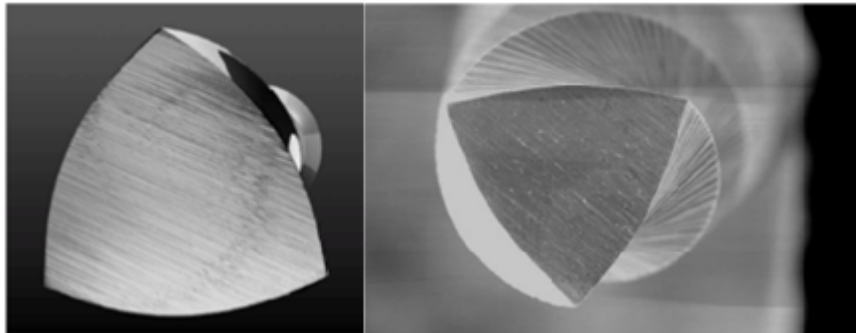
PT sisteminde şekillendirici eğelerde (S) apikalden koronale doğru koniklik açısı miktarı giderek artarken, bitirme eğelerinde (F) ise koniklik açısı miktarı giderek azalmaktadır. Artan koniklik açısına sahip eğelerin yani şekillendirici eğelerin uç ve orta kısımda esnekliği arttırdığı, azalan koniklik açısına sahip bitirme eğelerinin ise eğeye sağlamlık kattığı iddia edilmektedir (Bergmans ve ark., 2003).

PT eğeleri kesici olmayan uç dizaynına ve arttırılmış esnekliğe sahiptir. Bu iki özellik eğenin kök kanalında güvenli şekilde ilerlemesini ve kanal formuna uygun şekillendirme yapılmasını sağlamaktadır (Şekil 8) (Ruddle, 2013).



Şekil 8. ProTaper aletinin kesici kenarları ve modifiye edilmiş rehber uç yapısı: SEM görüntüsü (Ruddle'dan, 2001)

PT aletler konveks üçgen kesite sahiptir (Şekil 9). Bu kesit tasarımı, şekillendirme sırasında dentin duvarı ile kesici bıçak yüzeyi arasındaki temas alanını ve sürtünmeyi azaltmaktadır. Kesme etkinliğini artıran bu dizayn, kesici bıçak ile dentin arasındaki teması azaltır. Bu işlemle; torsiyonel gerilmenin ve kök kanalının genişlemesi için uygulanan basıncın azalması sağlanmış olur (Ingle ve ark., 2008) Ayrıca; eğelerin apikal çapı arttıkça sağlamlığı artmakta ancak esnekliği azalmaktadır. PT F2 ve F3 eğelerinin esnekliğinin artırılması için yatay kesitteki üç konveks kenarda aşındırma işlemiyle hafif konkaviteler oluşturulmuş ve eğenin kor kalınlığı azaltılmıştır. Bu oluşturulmuş dizaynın yatay kesit görüntüsü azaltılmış U formu olarak adlandırılmaktadır (Ruddle, 2005).



Şekil 9. ProTaper aletinin konveks üçgen kesit görüntüsü (Ruddle'dan, 2001).

PT döner aletler tork kontrollü özel endodontik motorlar ile kullanılır. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında SX, S1, S2 fırçalama hareketi ile, F1, F2, F3, F4, F5

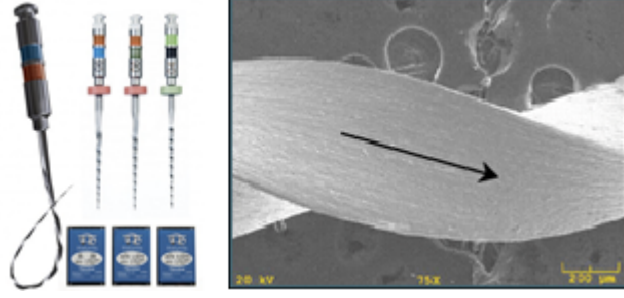
ise fırçalama hareketi yapılmadan içeri ve dışarı hareket ile kullanılır. Tüm PT eğeleri 300 rpm’de kullanılmaktadır (ProTaper ürün broşürü, 2014).

2.5.2. Twisted File Sistemi

Twisted File (TF) 2008 yılında SybronEndo firması tarafından piyasaya sürülmüştür. TF, R-Fazında üretilmiş olup, herhangi bir yontulma işlemine maruz kalmadan NiTi çubuğun bükülmesi ile elde edilmiştir. Üretim işlemleri tamamlandıktan sonra eğe tekrar ısısal işlemlerden geçirilip ostenit yapıya geri döndürülmektedir (Gambarini ve ark., 2008b).

Geleneksel NiTi eğelerin fabrikasyon işlemleri sırasında yontulma işleminden geçirilerek üretilmesi, eğeler üzerinde deformasyon ve mikro çatlak oluşumuna sebep olmaktadır. Bu mikro çatlaklar kök kanal preparasyonu sırasında alet üzerinde stres birikim alanları oluşturmakta ve eğelerde kırılmalar meydana gelmektedir (Mounce, 2008). TF sisteminin herhangi bir yontulma işlemine maruz kalmadan K tipi eğeler gibi bükülerek üretilmesi, fabrikasyon işlemleri sırasında eğe üzerinde oluşan deformasyonların TF eğelerinde görülmemesini sağlamaktadır. TF aletlerinin yontularak üretilen sistemlere göre döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğu tespit edilmiştir (Gambarini ve ark., 2008a; Gambarini ve ark., 2008b; Kim ve ark., 2010; Oh ve ark., 2010). Yapılan bir çalışmada; TF’in kök kanalının merkezinde bir preparasyon sağladığı ve özellikle eğri kanallarda transportasyon miktarını azalttığı belirtilmektedir (Gergi ve ark., 2010). Ayrıca; TF, yüzey kalitesi arttırmak ve böylece aletin sağlamlığını arttırmak için deoksidasyon işleminden geçirilmiştir (TF ürün broşürü, 2014).

TF aletleri üçgen kesitli olup, crown down tekniği ile kullanılmaktadır. Devamlı rotasyon yapan endodontik motor yardımıyla 500-625 rpm’de, 400 gcm torkta kullanılmaktadır. 23 mm ve 27 mm’lik iki boyda üretilmektedir. Daha az enstrüman ile kanal preparasyonun tamamlanması hedeflemektedir. Üç eğe ile hem anterior hem posterior dişlerde preparasyonun tamamlanacağı ve kök kanal preparasyonunun daha az eğe ile bitirebileceği belirtilmektedir (Şekil 10) (TF ürün broşürü, 2014).



Şekil 10. TF sistemi

2.5.3. ProTaper Next ® Sistemi

Protaper Next (PTN) dengeli dizayn olarak tanımlanan 5. nesil eğelerindendir. PTN; üç önemli dizayn özelliğini bir arada bulundurmaktadır. Bunlar; tek eğe üzerinde değişken koniklik açısı, M-Wire teknolojisi ve “offset dizayn”dır. “Offset” dizayn; eğenin, aktif kısmı boyunca mekanik dalga hareketi yaparak ilerlemesidir. Değişken koniklik açısı ile azaltılmaya çalışılan dentin eğe sıkışması, bu dalgalı hareket ile minimize edilmiştir. “Offset” dizayn yatay kesitinde dentin ile eğe arasında daha fazla boşluk kalması, sebebiyle kök kanal preparasyonu esnasında uzaklaştırılan dentinin kök kanalından çıkışını kolaylaştırmaktadır. Bu dizayn ile eğenin spiralleri arasına dolan dentin talaş miktarı da azaltılarak eğe kırıklarının da önüne geçilmektedir. Dalgalı hareket dizaynı ile yapılan salınım sayesinde daha küçük çaptaki eğe ile daha geniş preparasyon aralığı güvenli şekilde sağlanmaktadır. Ayrıca; PTN aletlerinin enine kesiti dikdörtgen şeklindedir. Bu dizayn aletin sağlamlığını artırmaktadır (Şekil 11). (Haapasalo ve Shen, 2013; Ruddle, 2013)

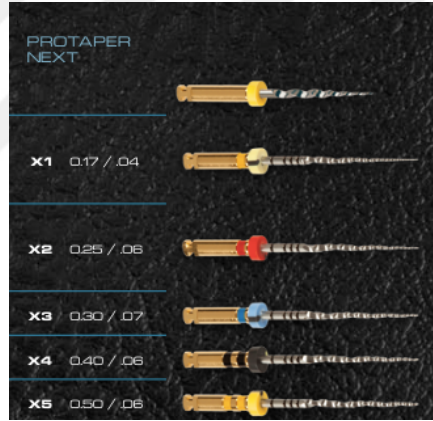


Şekil 11. PTN aletlerinin dikdörtgen kesit formu ve asimetric dalgali hareket dizayni

M-wire teknolojisi; NiTi eğelerin fleksibilitesini ve döngüsel yorgunluklara karşı direncini arttırmak amacıyla metal üzerinde bir takım ısıl değişimlerin uygulanmasıyla oluşturulmaktadır (Gambarini ve ark., 2008b; Shen ve ark., 2011). NiTi

eğenin martensit fazda daha süperelastik yapıda olması sebebiyle PTN oda sıcaklığında martensit fazda olacak şekilde üretilmiştir (Alapati ve ark., 2009). Bu sistemin üreticileri 3. nesil sistemlerde kullanılan M-Wire teknolojisini klinik kullanım güvenliği ve performansı artırması için PTN eğelerinde de kullanmışlardır (PTN ürün broşürü, 2014).

PTN sisteminin kök kanal preparasyonu için 5 adet eğesi mevcuttur: X1(sarı), X2 (kırmızı), X3 (mavi), X4 (çift siyah) ve X5 (çift sarı) (Şekil 12). Sistemin eğeleri üzerinde değişken koniklik açısı bulunmaktadır. X1, X2 tek eğe üzerinde artan ve azalan koniklik açısına sahipken, X3, X4 ve X5 eğeleri D1- D3 arasında sabit koniklik açısına, devamında ise azalan koniklik açısına sahiptirler. PTN tork kontrollü endodontik motorlar ile 300 rpm'de, 200-520 gcm tork aralığında crown down tekniği ile kullanılmalıdır (PTN ürün broşürü, 2014).

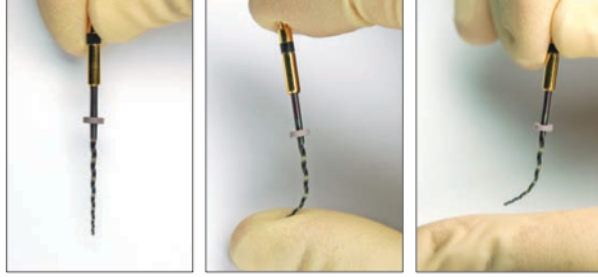


Şekil 12. PTN eğeleri

2.5.4. HyFlex® CM™ Sistemi

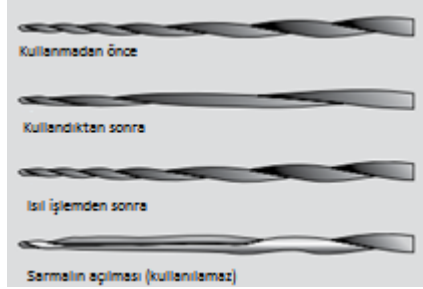
Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD) döner sistemi CM Wire alaşımından üretilmektedir. Bu sistemin CM olması eğenin fleksibilitesini (Gergi ve ark., 2010) ve eğenin dögüsel yorgunluk direncini CM olmayanlara göre belirgin şekilde arttırmaktadır (Shen ve ark., 2011a). Üretici firma bu aletin şekil hafızası olmaksızın %300'e kadar dögüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu belirtmektedir. Yorgunluk direncinin artması da alet kırık insidansının azalmasına yardımcı olmaktadır (Hyflex CM ürün broşürü, 2012).

Hyflex CM NiTi aletlerinde diğer NiTi eğelerdeki şekil hafızası özelliği olmadan, eğenin esnek olması sağlanmıştır. Bu özellik ile kök kanal anatomisi korunmuş olup, basamak, transportasyon ya da perforasyon riski azaltılmaktadır (Şekil 13) (Hyflex CM ürün broşürü, 2012).



Şekil 13. Hyflex CM aletinin arttırılmış esnekliği ve şekil hafızası özelliğinin bulunmaması

Hyflex CM eğelerinin diğer bir önemli özelliği ise, kök kanal preparasyonu sırasında spirallerinde oluşan deformasyonların görülebilmesidir. Ancak; ege sterilizasyon işlemi (otoklavda 134⁰C) sonrasında orjinal formuna geri dönebilmektedir. Bu sayede ege bir defadan fazla kullanılabilir. Orjinal şeklini geri kazanamayan eğelerin ise tekrar kullanılmaması önerilmiştir (Şekil 14) (Hyflex CM ürün broşürü, 2012).



Şekil 14. Hyflex CM aletlerinin sterilizasyon sonrası orjinal formunu geri kazanması

Hyflex CM, konvansiyonel NiTi aletlerden farklı olarak ağırlıkça daha az miktarda Nikel (%52 Ni) içermektedir.ve bu sayede alet daha fazla süperelastisite özelliği kazanmaktadır. Hyflex CM eğelerinin şekli, yatay kesitte üçgen formdadır. Bu eğeler kesici olmayan yuvarlatılmış uç dizaynına sahiptir (Haapasalo ve Shen, 2013) (Şekil 15).



Şekil 15. Hyflex CM eğesinin kesici olmayan uç dizaynı

Hyflex CM sistemi crown down veya step back teknikleri ile kullanılabilir. Üretici firma ise tüm eğelerin çalışma boyutunda kullanımını önermektedir. Bu sistem eğelerinin 21, 25, 31 mm'lik boyları bulunmaktadır. Ayrıca koronal genişletme için 19 mm'lik 08/25 boyutundaki eğesi de bulunmaktadır. Tork kontrollü motor ile 500 rpm de, 250 gcm ile kullanılmalıdır (Şekil 16).



Şekil 16. Hyflex CM eğeleri

2.6. Kök Kırıkları ve Çatlaklar

Kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında transportasyon, perforasyon, dirsek ve basamak oluşumu gibi komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Ayrıca; şekillendirme işlemi dentine zarar vererek dentinde çatlak çizgilerinin ve kırıkların oluşumuna sebep olabilmektedir (Cohen ve ark., 2006).

Dişlerde görülen defektler çatlak çizgileri, çatlaklar ve kırık adı altında üç temel kategoride sınıflandırılmaktadır.

Çatlak çizgileri; dentine ulaşmayan mine ile sınırlı kalan mikro çatlaklardır. Kendiliğinden oluşabildiği gibi travma sonrası da izlenebilmektedir. Yetişkin dişlerinde ve genellikle posterior dişlerde görülmektedir. Çatlak çizgileri genellikle herhangi bir

semptoma sebep olmamaktadır ve estetik olarak problem yaratmadıkları sürece tedavi gerektirmemektedir (Cohen ve ark., 2006).

Çatlak, çatlak çizgilerinden daha derine ilerleyerek dentini de içine alan kırık durumudur. Genellikle bu çizgi mezial kenardan distale uzanarak marjinal kenarı da içermektedir. Boyama yöntemi ve transilüminasyon ile teşhis edilebilmektedir. Genellikle hiç semptom vermez fakat bazı durumlarda şiddetli ağrı da yapabilmektedir. Çatlak dişler uzun süre bu şekilde kalabilmekte ya da okluzal prematür kontak gibi uyaranlar sonucu dişin kırığına sebebiyet verebilmektedir. Kırığın konumuna, boyutuna ve semptomların tedavi edilebilirliğine göre dişin tedavisi değişmektedir. Klinik olarak tedavinin başarıya ulaşması çok kolay olmamaktadır. Bazen restoratif ya da endodontik işlemlerle bazen de ilgili dişin çekimi ile tedavi tamamlanmaktadır (Cohen ve ark., 2006).

Kırık diş, kırık hattının dişin bir yüzeyinden diğer yüzeyine ilerlediği ve dişin iki parçaya ayrıldığı klinik durumdur. Vertikal kök kırığı fiziksel travma (Obermayr ve ark., 1991; Sirimai ve ark., 1999), okluzal prematür kontaklar, tekrarlayan parafonksiyonel alışkanlıklar ya da rezorpsiyona sebep olacak patolojik durumlardan kaynaklanabilmektedir (Cohen ve ark., 2006). Kırık hattının fazla oblik olduğu durumlarda küçük olan kırık parçası dişin bütününden uzaklaştırıldığında kalan diş restore edilebilir durumda olabilmektedir. Bununla birlikte kırık hattı kemik sınırına ulaştığında ya da pulpayı içerdiğinde, dişin kök kanal tedavisi gerçekleştirilse bile prognozu iyi olamayacak ve diş restore edilemeyecektir (Berman ve Hartwell, 2011).

2.7. Vertikal Kök Kırığı

Diş kırıkları diş hekimliğinde en önemli problemlerden biri olarak görülmektedir. Vertikal kök kırığı (VKK); genellikle kök yüzeyinin iç tarafından başlayıp dış yüzeyine ilerleyen dişin uzun aksı boyunca oluşan kırık olarak tanımlanmaktadır (Torabinejad ve Walton., 2002). Kronadan ya da apeksten başlayabildiği gibi bu iki nokta arasındaki bir kısımdan da başlayabilmektedir (Pitts ve Natkin., 1983). Kırık hattı marjinal kenardan başlayarak pulpayı ve periodonsiyumu içerecek şekilde dişin uzun aksı boyunca ilerleyebilir. Bu kırık hattı bazen kök kanal

tedavisi öncesinde de var olabilmekte ya da kök kanal tedavi sırasında ve sonrasında da oluşabilmektedir (Walton ve ark., 1984).

VKK, diş çürükleri ve periodontal hastalıklardan sonra diş çekimini gerektiren en yaygın üçüncü etkindir (Ellis ve ark., 1999). Birçok in vivo çalışma diş kırıklarında kök kanal tedavisinin en önemli etyolojik faktör olduğunu bildirmektedir (Meister ve ark., 1980; Gher ve ark., 1987; Joffe, 1992; Patel ve Burke., 1995). Kök kanal tedavisi görmüş dişlerde, endodontik ya da restoratif tedavi sebebiyle koronal ve radiküler diş dokusu kaybı görülmektedir. Bu doku kaybı kök kanal tedavisi görmüş dişlerin proprioseptif duyu hassasiyetlerinin azalmasına sebep olmakta ve bununla birlikte dişin koruyucu reflekslerinde azalma görülmektedir. Kök kanal tedavili dişlerde görülen doku kaybı kırık direncindeki azalmada önemli bir faktördür. Ancak; minimal doku kaybı görülen kök kanal tedavili dişlerin neden kırığa yatkın olduğu hala açıklanamamaktadır (Kishen, 2006).

Tekrarlayan endodontik başarısızlıklarının en önemli sebeplerinden biri VKK'dır. VKK diağnozunun zor olması sebebi ile teşhis edilmeden kalabilir. Endodontik ve restoratif tedavinin başarısını önemli ölçüde etkilediği için VKK'nın erken teşhisi çok önemlidir (Berman ve Hartwell., 2011).

Kök kanal tedavi görmüş dişlerin vertikal kırık sonrası prognozu zayıf olmaktadır. Yapılan çalışmalar vertikal kök kırığının kök kanal tedavi görmüş dişlerin çekilme sebeplerinden biri olduğunu göstermektedir (Meister ve ark., 1980; Sjogren ve ark., 1990; Vire, 1991; Fuss ve ark., 2001). Bu sebeple VKK oluşumunun önüne geçilmesi çok önemlidir (Lertchirakarn ve ark., 2011).

VKK hekimi ve hastayı birçok açıdan zora sokmaktadır. Bunun sebepleri:

- Tipik radyografik görüntüsünün ya da belirgin bir klinik semptomunun olmaması sebebiyle kesin teşhis konulması zor olmaktadır. Periodontal yıkım ya da endodontik orjinli enfeksiyon gibi bazı patolojik durumlar ile benzer belirtiler göstermesi sebebiyle tanısı diğer hastalıklarla karıştırılabilmektedir (Tamse, 1988; Moule ve Kahler., 1999; Tamse ve ark., 1999).

- Teşhisinin zorluğu sebebi ile kırık oluşumu bütün endodontik ve restoratif işlemler tamamlandıktan sonra saptanabilmektedir.
- Kırık oluşumunun birçok etiyolojik faktörü vardır. İlgili dişin ya da kökün prognozu kötü olmakla birlikte genellikle tek tedavi seçeneği dişin çekimidir (Walton ve ark., 1984; Morfis, 1990).

2.7.1. Vertikal Kök Kırığının Etiyolojisi

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırık oluşumunu etkileyen faktörler; birincil ve ikincil etmenler olarak sınıflandırılabilir. Birincil etmenler, diş üzerinde direk etki oluşturarak dişi kırık oluşumuna yatkın hale getirirken, ikincil etmenler ise kanal tedavisi ve restoratif işlemlerin uzun dönem etkileri sonucu kırık oluşumunu tetiklerler (Kishen, 2006).

Birincil Etmenler:

- Diş doku kaybı
- Kök kanalındaki ve dentin tübüllerinden sıvı kaybı
- Dentindeki yaşa bağlı değişiklikler
- Endodontik ve restoratif prosedürler

İkincil Etmenler

- İrrigasyon solüsyonlarının ve medikamanların dentin üzerindeki etkileri
- Dentin substratı ile bakteri etkileşimleri
- Metalik post-korların biyokorozyon

Endodontik tedavili dişlerde kırık riski oluşturan faktörleri 5 ana başlık altında toplanmaktadır (Kishen, 2006):

- Kimyasal faktörler
- Mikrobiyal faktörler
- Dentin faktörleri
- Restoratif faktörler
- Yaş faktörler

Kimyasal faktörler: İrrigasyon solüsyonları ve medikamanların etkileri

Kök kanal irrigasyon solüsyonları, kanal içerisindeki mikroorganizmaları yok etmenin yanında pulpa artıklarının kanaldan uzaklaştırılmasını, preparasyon esnasında meydana gelen smear tabakasının uzaklaştırılmasını böylelikle dentin tübüllerinin açılarak kök kanalının daha iyi temizlenmesini ve kanal dolusunda daha iyi adezyon oluşmasını sağlamaktadır.

Sodyum hipoklorit (NaOCl) kök kanal tedavisi sırasında pulpa dokusunu çözmek ve bakteri eliminasyonu sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılan irrigasyon solüsyonudur. Genellikle kullanılan konsantrasyonları %0.5-5.25 arasında olmaktadır. İrrigasyon süresinin kısaltılması ve terapötik etkisinin artırılması amacıyla diş hekimleri ve endodontistler tarafından daha yoğun konsantrasyonlu sodyum hipoklorit tercih edilmeye başlanmıştır. Yüksek konsantrasyonlarda kullanılan sodyum hipokloritin dentin üzerinde istenmeyen etkileri bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar yüksek konsantrasyondaki NaOCl'nin dentinin esnekliğinde, mikrosertliğinde ve elastik modülüsünde değişikliğe sebep olduğunu böylelikle kırık oluşumunu etkilediğini göstermektedir (Saleh ve ark., 1999; Grigoratos ve ark., 2001; Goldsmith ve ark., 2002). Bu fiziksel özellik değişimleri, dentinin organik, inorganik içeriğindeki değişikliğe bağlı olarak görülmektedir (Di Renzo ve ark., 2001)

Ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA); Biyomekanik şekillendirme sırasında kök kanal duvarında biriken smear tabakasını uzaklaştırmak ve kök kanallarının kemomekanik olarak şekillendirilmesine yardımcı olmak amacıyla kullanılan irrigasyon solüsyonudur. Ancak EDTA'nın uzun süreli kanal içerisinde kullanımı dentin erezyonu meydana getirmektedir (Ozdemir ve ark., 2012). Calt ve Serper (2002) yaptıkları çalışmada EDTA'nın 10 dakika boyunca kanalda kullanımı peritübüler ve intertübüler dentin erezyonuna sebep olduğunu göstermişlerdir. Uzunoğlu ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada ise değişik süre ve konsantrasyonlarda kullanılan EDTA solüsyonunun dişin kırık direncini etkilediğini tespit etmişlerdir. EDTA'nın demineralizasyon ve erezyona sebep olma ihtimalinden dolayı uzun süreli kullanımından kaçınılması gerektiği bildirilmiştir (Ozdemir ve ark., 2012).

EDTA kullanımı dentin sertliğinde değişikliklere sebep olmaktadır. Kanal dentininin Vickers mikrosertlik değeri üzerine yapılan bir çalışmada ise NaOCl (%5.25 ve %2.5), EDTA (%17), H₂O₂ (%3) ve klorheksidin glukonat (%0.2) kullanılmış ve klorheksidin glukonat dışındaki bütün irrigasyon solüsyonlarının dentin yüzey sertliğini azalttığı bildirilmiştir (Marshall ve ark., 1995). İntrafibriller minerallerin dentin sertliği ve elastik modülüs üzerinde önemli etkisi bulunduğu bilinmektedir. Ayrıca; yapılan başka bir çalışmada kök kanallarına 5 hafta süre ile kalsiyum hidroksit ve MTA uygulanmış ve kalsiyum hidroksit uygulanan grup örneklerinin dentin mikrosertliğinde %32, MTA uygulanmış örneklerin sertliğinde ise %33 azalma tespit edilmiştir (White ve ark., 2002).

Mikrobiyal faktörler: bakteri-dentin ilişkisi

Kök kanalındaki bakteri kolonizasyonları, bakterilerin salgıladıkları enzimler ve pulpa dokusu tarafından üretilen metalloproteinaz enzimi kök dentinindeki kollojen fibrillerin bozulmasına sebep olmaktadır (Ferrari ve ark., 2004). Dentinin kollojen fibrilleri ve intrafibriller mineraller dentin sağlamlığı üzerinde önemli etkiye sahiptir. Bakteri ve bakteriyel ürünlerin kök dentinindeki kollojen yapısını bozması endodontik tedavi görmüş dişleri kırığa yatkın hale getirmektedir (Kishen, 2006).

Dentine bağlı faktörler

Dentinin elastik modülüsü ve kırığa karşı dayanıklılığı; dişin formasyonu tamamlamamış olmasından ya da dişteki harabiyet sonrası sert doku kaybına bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca; vital pulpa dokusu kaybı sonucu dentinde oluşan sıvı kaybı da dişin dayanıklılığını etkilemektedir (Kinney ve ark., 2005). Vital pulpa dokusunun su oranı %90'dan daha fazladır (Gale ve Darvell, 1999). Vital pulpa ve dentin tübüllerinde bulunan serbest su, dentinin viskoelastisitesini artırmakta ve suyun dentin tübüllerinde paralel ve dik yöndeki hareketi ile gelen kuvvetin absorpsiyonunu ve dağılımını sağlamaktadır. Bu sayede pulpa dokusundaki sıvı, diş kırığı oluşmadan önce bariyer görevi görmektedir (Nalla ve ark., 2003). Endodontik tedavi görmüş dişlerde kök kanalı doldurulmadan önce pulpa dokusu ekstirpe edilir, dentin tübülleri ve pulpa boşluğu kurutulur. Dentin yüzeyindeki ve pulpa boşluğundaki serbest sıvı kaybı endodontik tedavili dişlerin mekanik sağlamlığının azalmasına sebep olabilmektedir.

Endodontik tedavili dişlerde, dentinin mekanik karakteristiğinin ve uyaranlara karşı diş içerisinde görülen biyokimyasal cevabın değişmesi bu dişleri vertikal kök kırığına yatkın hale getirmektedir (Jameson ve ark., 1993). Buna ilaveten hidrate dentinde, çatlak oluşma olasılığı ve çatlağın ilerleme hızı dehidrate dentine göre daha azdır (Kruzic ve ark., 2003; Nalla ve ark., 2003).

Dişlerin morfolojisi ve boyutu kırık oluşumu üzerinde etkilidir. Kırığa en yatkın anatomiye sahip dişler; mesiodistal boyutu bukkolingual boyutundan daha dar olan maksiller ve mandibular premolarlar, mandibular molar dişlerin mezial kökleri ve mandibular kesicilerdir (Gutmann, 1992). Ayrıca; uzun kron ve kısa köklü dişlerde lateral hareketlerin kolay dengelenemeyeceği akılda tutulmalıdır. Dişin arktaki pozisyonu ve konumu da kırık oluşumunda önemli etkiye sahiptir. Fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler ile dişe gelen kuvvet, dişin konumu ile direkt ilgili olmaktadır ve kırık oluşumunda bir faktör olarak karşımıza çıkabilmektedir (Tang ve ark., 2010).

Restoratif faktörler

Diş kırıklarında en önemli iatrojenik sebepler; tedavi işlemleri sırasındaki doku kaybı ve restoratif işlemlerin ve restorasyonların diş dokusu üzerindeki etkileri olarak sayılabilir. Okluzal kavite preparasyonu dişin sağlamlığını %20 oranında azaltırken, marjinal kenar bütünlüğünün de bozulduğu MOD kavite preparasyonu bu oranı %63'e kadar artırmaktadır. Endodontik tedavili dişlerde ise tedavi sonrası kalan diş dokusu miktarı kritik bir öneme sahiptir. Giriş kavitesinin hazırlanması sırasında pulpa tavanının kaldırılması diş dokusu bütünlüğünün bozulmasına ve okluzal kuvvetler karşısında dişin fazla esnemesine sebep olmaktadır. Kök kanal preparasyonunun ise ilgili dişin sağlamlığını sadece %5 azalttığı görülmüştür. Ancak kök kanal preparasyonu sırasında aşırı genişletmeden kaçınılması gerektiği belirtilmiştir. Özellikle enfekte kök kanallarında, kaldırılması gereken dentin miktarı ile çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek güvenli miktardaki dentin kalınlığı arasında dengenin olması gerektiği bildirilmiştir (Pilo ve ark., 1998).

Kök kanal preparasyonu esnasında fazla miktarlarda uzaklaştırılan dentin, diş dokusunu zayıflatmakta (Wilcox ve ark., 1997), böylelikle kök kırığına zemin

hazırlamaktadır (Zandbiglari ve ark., 2006). Bunun yanısıra son yıllarda yapılan çalışmalarda kök kanal preparasyonunda kullanılan döner aletlerin preparasyon sırasında dentin yüzeyinde mikro çatlak ve defekt meydana getirdiği tespit edilmiştir. Preparasyon sonrası dişten kesit alınmasının ardından stereomikroskop ile incelemesi şeklinde gerçekleştirilen bu çalışmalar farklı marka döner sistemlerinden herbirinin farklı miktarlarda defekt meydana getirdiğini göstermiştir (Adorno ve ark., 2009; Bier ve ark., 2009; Adorno ve ark., 2010; Adorno ve ark., 2011; Yoldas ve ark., 2012; Capar ve ark., 2014b).

Kök kanal dolumu sırasında lateral kondenzasyon gibi apikale ağır kuvvetler meydana getirecek obturasyon teknikleri uygulandığında diş kırığı meydana gelebilmektedir. Güta perkanın lateral kondenzasyonu, VKK'nın temel etiyolojik faktörlerinden biri olarak değerlendirilmektedir (Tamse, 1988). Kondenzasyon sırasında uygulanan kuvvetin diş üzerinde deformasyonlara sebep olduğu gösterilmiştir (Dang ve Walton, 1989). Shemesh ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada ise lateral kompaksiyon uygulanarak yapılan kök kanal dolgusu sonrası görülen defekt sayısının, lateral kompaksiyon uygulanmayanlara göre belirgin şekilde fazla olduğunu belirtmiştir. Lateral kompaksiyon sırasında köke uygulanan aşırı kuvvetlerin meydana getirdiği bu deformasyonlar vertikal kırık oluşma insidansını artırmaktadır. Bu lokalize defekt ve mikro çatlakların vertikal kök kırığına dönüşme potansiyeli bulunabildiği bildirilmektedir (Wilcox ve ark., 1997; Soros ve ark., 2008).

Koronal restorasyon için ilave tutuculuğa gerek duyulduğu durumlarda kanal içerisine post yerleştirilmesi düşünülmektedir. Ancak mesiodistal boyutu bukkolingual boyutundan daha dar olan dişlerde post yerleştirilmesi dişlerin kırığa yatkınlık kazanmasına sebep olmaktadır (Pilo ve Tamse., 2000). Post yerleştirilmesi için hazırlanan post boşluğu dişin sağlamlığını azaltabilmekte ayrıca apikalde yetersiz kanal dolgusu kalmasına ve apikal tıkaçın bozulmasına, mesiodistal boyutu yetersiz olan dişlerde de perforasyonlara sebep olabilmektedir (Tang ve ark., 2010). Birçok dizaynda post üretilmektedir. Morfolojik, koniklik açısı bulunan ve iki aşamalı postlar post boşluğu hazırlanırken apikal bölgedeki dentin miktarını korumakta ve perforasyon riskini azaltmaktadır (Raiden ve ark., 1999). Post üretiminde kullanılan materyal de vertikal kök kırığı oluşumunu etkileyen diğer bir faktördür. Rijit metal alaşımlardan

üretilen postlar ile kıyaslandığında, fiber postların klinik olarak daha az kök kırığı oluşturduğu gözlenmiştir (Fokkinga ve ark., 2003; Salameh ve ark., 2006).

Diş restorasyonunda kullanılacak olan restoratif materyalin, kaspal kaplama ya da protetik kron restorasyonu yapımının endodontik tedavili dişte oluşan kırık direnci üzerinde önemli etkisi bulunmaktadır. Lynch ve ark. (2004) yaptıkları retrospektif incelemede geçici materyal ile restore edilmiş dişlerin kaybının kompozit, amalgam ve döküm restorasyonlarla restore edilen dişlere göre daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (%34.5). Döküm restorasyonlarda ise bu oran %91.7 olarak saptanmıştır (Lynch ve ark., 2004). Yapılan iki retrospektif çalışmada ise MOD amalgam restorasyonların MO/DO amalgam restorasyonlara kıyasla daha fazla kırıldığı (Hansen ve ark., 1990), MOD resin kompozit restorasyonların MOD amalgam restorasyonlara göre daha az kırıldığı belirlenmiştir. Kron restorasyonunun dişin ömrü üzerindeki etkisinin incelendiği 10 yıllık retrospektif çalışmada; kron kaplama uygulanmış dişlerin, uygulanmamış dişlere göre 6 kat daha fazla oranda ağızda kaldığı gözlenmiştir. Başka bir derlemede ise 10 yıllık süre için kron kaplama yapılmış dişlerin ağızda kalma oranının %81, direk restorasyon yapılmış dişlerin ağızda kalma oranının (kompozit, amalgam, siman) ise %63 olduğu bildirilmiştir.

Yaş Faktörleri

Dişte fizyolojik ve patolojik olarak meydana gelen translusent dentin formasyonu yaşa bağlı olarak artmaktadır (Kinney ve ark., 2005). Transparan dentinde dentin tübülleri apikalden başlayarak mineral ile dolmaktadır. Bu oluşum zamanla koronal dentine kadar ulaşmaktadır (Porter ve ark., 2005). Transparan dentinde normal dentinden farklı olarak kırık oluşmadan önce plastik deformasyon görülmemektedir (Kinney ve ark., 2005). Bu sebeple transparan dentinin kırılma direnci normal dentine göre %20 oranında daha azdır. Ayrıca; gerilme direnci de genç dentin ile kıyaslandığında daha düşüktür (Tonami ve Takahashi., 1997).

2.8. Kırık Çalışmalarında Kullanılan Metodolojiler

Bir malzeme üzerine herhangi bir kuvvet uygulandığı zaman kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki -iç direnç- oluşur. Malzemenin birim alanına

uygulanan kuvvete gerilim (stres) denir. Gerilim; N/mm² megapaskal (MPa) olarak ifade edilir. Uygulanan kuvvet ve içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerinde yayılır. Bu durumda stres, birim alana uygulanan kuvvettir. Herhangi bir yön ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler, cismin içinde farklı türlerde streslerin oluşmasına neden olurlar. Bu streslerden dış hekimliği açısından en önemlileri; Uzama/çekme, Basma/sıkıştırma ve Makaslama/kayma gerilimleridir (Birdal, 2013).

- Uzama/çekme gerilimi (tensile stres): Çekme gerilimi ile bir yapıyı uzatmaya veya germeye çalışan yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir.
- Basma/sıkıştırma gerilimi (compressive stres): Bir cismi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cismin içinde oluşan dirençtir.
- Makaslama/kayma gerilimi (shear stres): Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, eğildiği ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir. Direkt olarak birbiri ile karşılaşmayan, ters yönde üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirençtir (Salz ve ark., 2010)

NiTi döner sistem eğeler son yıllarda endodonti pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Üretici firmalar klasik yöntemle üretilmiş NiTi eğelere alternatif olarak, kırılmaya daha dirençli, kök kanal preparasyonu kolaylaştıran yeni nesil eğeler piyasaya sürmektedirler. Bu çalışmanın amacı farklı yöntemlerle üretilmiş 4 farklı NiTi döner sistemi ile kök kanal preparasyonları yapılmış dişlerin vertikal kırık dirençlerinin karşılaştırılmasıdır. Böylece dişin kırık direncini azaltan ege ya da ege grupları tespit edilecektir.

Bu çalışmanın hipotezi, yeni üretim şekilleri ile üretilmiş NiTi döner sistemler ile yapılan preparasyonların dişlerin kırık direncini azaltacağı ancak birbirlerine ya da geleneksel yöntemle üretilmiş NiTi döner sistemle yapılan preparasyona göre dişlerin kırık direncinde bir farklılık oluşturmayacağıdır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması

Çalışmamız için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Etik Kurul Başkanlığı'ndan "etik kurul" onayı alındı (OMÜ KAEK 2014/663).

Çalışmamızda, ortodontik nedenlerle çekilmiş 100 adet çürüksüz tek kök ve kanallı, kanal eğimi en fazla 10^0 olan düz köklü mandibular premolar dişler kullanıldı. Çekilen dişler çalışma süresi boyunca distile su içerisinde bekletildi. Dişler ultrasonik cihaz ile temizlendikten sonra kırık, çatlak varlığı açısından x20 büyütmede stereomikroskop (Olympus BX43; Olympus Co, Tokyo, Japan) altında incelendi. Çatlak, kırık, defekt ya da açık apeks tespit edilen dişler çalışmaya dahil edilmedi. Bütün dişler bukkolingual ve mesiodistal açı ile alınan radyografiler ile incelendi. Kalsifikasyon, rezorpsiyon, eğri kanal, birden fazla kanal veya açık apeks tespit edilen dişler kriterlere uygun yeni dişler ile değiştirildi.

Dişlerin kronları, kök boyu 13 mm olacak şekilde mine-sement birleşiminden elmas separe frez (Gebr. Brasseler GmbH&Co. KG, München, Almanya) ile su soğutması altında uzaklaştırıldı. Kanalda herhangi bir tıkanıklık olmadığının belirlenmesi için 10 numaralı K tipi eğe (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) kullanıldı. Apikal çapın standardizasyonu için 20 numaralı spreader (Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) ile uyumlu olup, 25 numaralı spreaderdan küçük apikal çapa sahip dişler kullanıldı.

Köklerin bukkolingual ve mesiodistal çapları koronal kısımlarından dijital kumpas yardımıyla ölçüldü. Bütün dişlerin bukkolingual çapları 4-6 mm, mesiodistal çapları 2-4 mm arasında standardize edildi. Tüm örnekler deneysel işlemlerde kullanılana kadar serum fizyolojik solüsyonu içerisinde oda sıcaklığında saklandı.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan 100 adet örnek, 5 deney grubu oluşacak şekilde rastgele dağıtıldı (n=20). Gruplarda bulunan örneklerin boyutsal açıdan standart olduğunun tespiti için örneklere ANOVA testi uygulandı ve gruplar arasında bukkolingual (P=.687) ve

mesiodistal ($P=.999$) çapları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (Şekil 17).



Şekil 17. Rastlantısal olarak oluşturulmuş deney grupları. a:Kontrol Grubu, b: ProTaper, c: Twisted File, d: ProTaper Next, e:Hyflex CM

Çalışmamızda, dört farklı döner sistem (ProTaper, Twisted Files, ProTaper Next, Hyflex CM) NiTi eğeleri kullanıldı. Kullanılan eğelerin üretim şekli, boyut ve üretici firma isimleri Tablo 1’de gösterildi.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan NiTi eğe sistemleri ve özellikleri

Döner sistem eğe	Üretim Şekli	Boyut	Firma Adı
ProTaper	Geleneksel NiTi	40,06	Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre
Twisted Files	“R-Fazı” Teknolojisi	40,04	SybronEndo, Orange CA, ABD
ProTaper Next	“M-Wire” Teknolojisi	40,06	Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre
Hyflex CM	“Controlled-memory wire” teknolojisi	40,04	(Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD)

3.2.1. Grup 1: Kontrol

Bu gruptaki örneklere herhangi bir preparasyon ya da kök kanal dolgusu uygulanmadı ve kontrol grubu olarak ayrıldı.

3.2.2. Grup 2: ProTaper

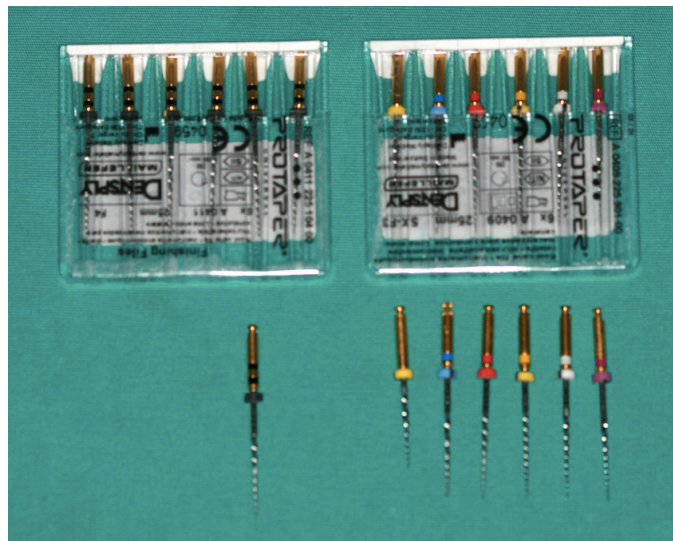
Bu gruptaki örneklerin kök kanal preparasyonları ProTaper (PT) NiTi döner sistemi kullanılarak yapıldı. Endodontik motor olarak VDW Gold (VDW, Münih, Almanya) her alet için 300 rpm ve 200 gcm ayarında kullanıldı (Şekil 18).



Şekil 18. Kök kanal preparasyonunda kullanılan endodontik motor

İlk olarak SX eğesi ile koronal genişletme sağlandıktan sonra 15 numaralı K tipi eğe ile kök kanalının giriş yolu kontrol edildi.

Kök kanalının koronal 2/3'lük kısmında düz ve tekrarlanabilir giriş sağlanıncaya kadar 10 ve 15 numaralı K tipi eğe ile eğeleme yapıldı. S1 ve S2 kanal eğesi sırasıyla kanal girişi boyunca pasif ilerletildikten sonra 15 numaralı K tipi eğenin ulaştığı yere kadar fırçalama hareketi ile kullanıldı. Apikal basınç uygulanmadan S1 ve S2 kanalda ilerletildi. Eğe kanaldan geri çekildiğinde eğe üzerinde biriken debrisler temizlendi. Kök kanal irrigasyonu her eğe değişiminde 2 ml %2.5 sodyum hipoklorit (NaOCl) (Wizard, Rehber Kimya San., Türkiye) kullanılarak yapıldı. Bu işlemler istenilen çalışma boyuna ulaşıncaya kadar tekrarlandı. Böylece; SX, S1, S2 şekillendirici eğeleri ile kök kanalının 2/3'lük kısmının şekillendirilmesi sağlandı. Çalışma boyu 15 numaralı K tipi eğe ile kanal boyundan 1 mm kısa olarak belirlendi ve 15 numaralı K tipi eğenin pasif şekilde apikale ilerletilmesiyle kanalın apikal kısmının açıklığı kontrol edildi. S1 ve S2 numaralı eğelerin yukarıda anlatılan işlemler tekrarlanarak doğru kanal boyuna ilerletilmesi ile kök kanalının apikal bölge şekillendirilmesi işlemine başlandı. Koronal genişletme yapıldıktan sonra sırasıyla F1, F2, F3, ve F4 fırçalama hareketi yapılmaksızın ileri geri hareket ettirilerek çalışma boyunda kullanıldı. 20 numaralı K tipi eğe ile rekapitülasyon uygulandı. Böylece F1, F2, F3, ve F4 bitirme eğeleri ile apikal 1/3'ün final şekillendirilmesi sağlandı ve Grup 2'deki kök kanallarının preparasyonu tamamlandı (Şekil 19).



Şekil 19. ProTaper kanal aletleri

3.2.3. Grup: 3 Twisted File

Tüm örneklerin kök kanal preparasyonu Twisted Files (TF) NiTi döner sistemi kullanılarak yapıldı (Şekil 20). Endodontik motor olarak VDW Gold kullanıldı. Üretici firma talimatları doğrultusunda tüm eğeler “doctor’s choice” programında 500 rpm hızında kullanıldı.



Şekil 20. Twisted File kanal aletleri

Örneklerin çalışma boyları, kök kanal boylarından 1 mm kısa olacak şekilde 15 numaralı K tipi eğe kullanılarak belirlendi. İlk olarak 25/08 numaralı TF eğesi kullanılarak ileri geri hareket ile kök kanalı şekillendirilmesine başlandı. Dentin duvarları arasında sıkışma hissedildiğinde eğe geri çekildi, takibinde irrigasyon ve rekaptülasyon yapıldı. Ardından aynı TF eğesi ile çalışma boyuna ulaşıncaya kadar bu işlemler tekrarlandı. 25/08 TF eğesi ile çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra aynı işlemler 30/06, 35/06 ve 40/04 numaralı TF eğeleri için uygulandı. Tüm preparasyon boyunca her eğe değişiminde 2 ml %2,5’luk NaOCl solüsyonu kullanılarak irrigasyon yapıldı.

3.2.4. Grup 4: ProTaper Next

Tüm örneklerin kök kanal preparasyonu M-Wire teknolojisi ile üretilmiş ProTaper Next (PTN) eğeleri kullanılarak yapıldı (Şekil 21). Endodontik motor olarak VDW Gold 300 rpm ve 200 gcm de kullanıldı.



Şekil 21. ProTaper Next aletleri

Üretici firma talimatları doğrultusunda koronal genişletme fırçalama hareketi ile ProTaper SX eğesi kullanılarak sağlandıktan sonra 15 numaralı K tipi eğe ile çalışma boyu belirlendi. İlk olarak X1 numaralı PTN eğesi çalışma boyuna ulaşıncaya kadar fırçalama hareketi ve ileri geri hareket uygulanarak kullanıldı. Kanalda sıkışma hissedilince eğe geri çekildi ve kök kanalının irrigasyonu yapıldı. Sonrasında aynı işlemler X2, X3 ve X4 numaralı PTN eğeleri ile tekrarlandı. Fakat; X3 ve X4 eğeleri final preparasyon eğeleri olduğu için fırçalama hareketi yapmadan sadece ileri-geri hareket ile kullanıldı. X4 numaralı PTN eğesi kanal içerisinde çalışma boyuna pasif ilerleyebilece kadar preparasyona devam edildi. Tüm preparasyon boyunca her eğe değişiminde kök kanalları 2 ml %2.5'lik NaOCl solüsyonu ile irrigate edildi.

3.2.5. Grup:5 Hyflex CM

Tüm örneklerin kök kanal preparasyonu Hyflex CM NiTi döner sistem eğeleri kullanılarak yapıldı (Şekil 22). Endodontik motor olarak VDW Gold her alet için önerilen tork ve hız ayarında olan 500 rpm ve 250 gcm'de kullanıldı.

İlk olarak 25/08 19 mm'lik Hyflex CM eğesi ile koronal genişletme sağlanmasının ardından 20 numaralı K tipi eğe ile çalışma boyu kontrol edildi.

Üretici firma talimatları doğrultusunda tam boy uzunluk tekniği ile kök kanallarının preparasyonu yapıldı. Sırası ile 20/04, 25/04, 20/06, 30/04, 40/04 boyutlarındaki Hyflex CM sistemi eğeleri kök kanallarında çalışma boyunda kullanıldı.

Tüm preparasyon boyunca her eğe değişimde kök kanalları 2 ml %2.5'lik NaOCl solüsyonu ile irriğe edildi.



Şekil 22. Hyflex CM kanal aletleri

3.3. Kök Kanallarının İrrigasyonu

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında NaOCl solüsyonu her grup için belirtildiği şekilde uygulandı. Kök kanal şekillendirme işleminin tamamlanmasının ardından final irriğasyonu amacıyla kök kanallarında sırasıyla; 3 ml %5'lik EDTA (SAVER, Atik Diş Deposu, Türkiye) solüsyonu, 2 ml %2.5'luk NaOCl solüsyonu ve 5 ml distile su kullanılarak kök kanal irriğasyonu tamamlandı (Şekil 23).



Şekil 23. Kök kanal irriğasyonunda kullanılan solüsyonlar ve enjektör

3.4. Kök Kanallarının Doldurulması

Kök kanallarının şekillendirilmesi ve irriğasyonu tamamlandıktan sonra, her diş kanal genişliği ile uyumlu paper point (DiaDent, Almere, Hollanda) yardımı ile kurutuldu. Çalışmamızda kök kanal patı olarak rezin içerikli bir kök kanal patı olan AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) kullanıldı (Şekil 24).



Şekil 24. AH Plus kök kanal patı

Kök kanalları her döner alet sisteminin uyumlu açılı güta perkası ile tek kon tekniği ile dolduruldu (Şekil 25). Ardından örnekler kök kanal patının sertleşmesinin tamamlanması amacıyla 37°C %100 nemli ortamda 7 gün süre ile bekletildi.



Şekil 25. Çalışmada kullanılan açılı güta perkalar

3.5. Dişlerin Akrilik İçine Gömülmesi

Deney gruplarında yer alan tüm örnekler, uzun eksenleri yer düzlemine dik olacak şekilde özel olarak hazırlanmış uzunluğu 20 mm ve iç çap genişliği 15 mm olan plastik kalıpların içine akrilik rezin (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya) kullanılarak gömüldü. Örnekler apikalden itibaren 5 mm'lik kısımları akrilik rezin içinde, 8 mm'lik koronal kısımları ise dışarıda kalacak şekilde

yerleştirildi (Şekil 26). Kırık testi uygulanana kadar dehidratasyonun önlenmesi için örnekler ıslak havlu yardımıyla nemli ortamda saklandı.



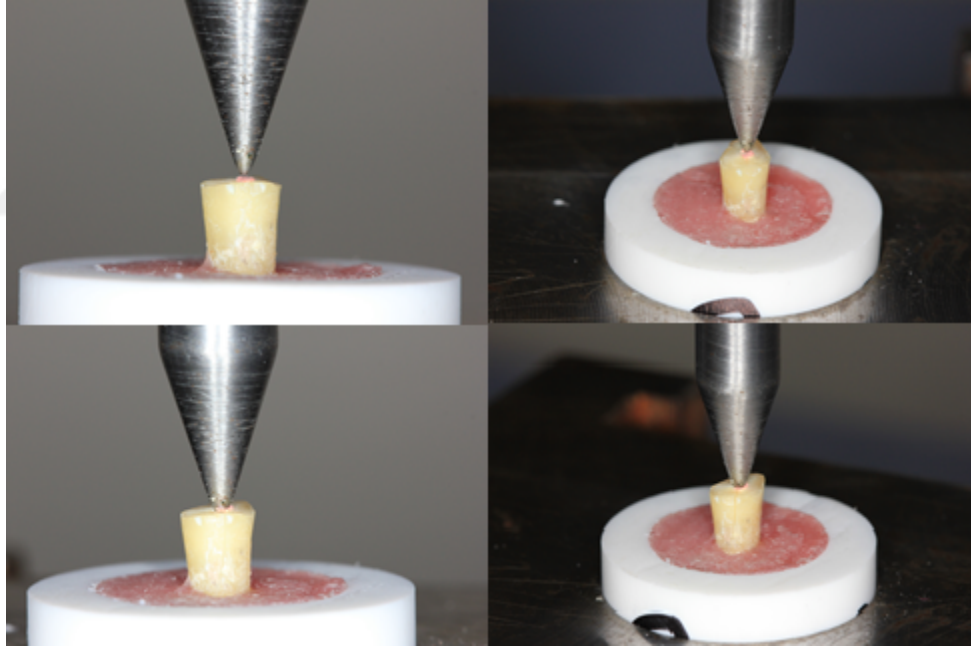
Şekil 26. Kırık testi için hazırlanmış örnekler

3.6. Deney Örneklerine Basma Testinin Uygulanması

Deney örneklerinin kırılma dayanımının ölçülebilmesi için Üniversal Test cihazı (Shimadzu Co., Kyoto, Japonya) kullanıldı (Şekil 27). Test cihazı bilgisayar ile bağlantılı olup elde edilen veriler bilgisayar ortamında kaydedildi. Çalışmamızda kullanılacak olan cihaz; sabit olan alt tabladan ve hareketli üst koldan oluşmaktadır. Alt tablasında hazırlanmış olduğumuz örnekler ile birebir uyum gösteren bir oluk bulunmaktadır. Örneklerin bu oluğa yerleştirilerek hareket etmeleri engellendi ve kırık testi için hazır hale getirildi. Hareketli olan üst kısma ise çalışmamız için özel ürettirdiğimiz uç çapı 1 mm olan konik ara parça vidalar yardımıyla monte edildi. Dikey ekseninde hareket eden üst parçanın hızı 1mm/dak olacak şekilde ayarlandı, dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde basma kuvveti uygulandı. Uygulanan yük karşısında test cihazına bağlı bilgisayar ekranında görüntülenen grafik değerindeki ani düşüş, kırılma anındaki kuvvet değeri olarak belirlendi. Bu kırılma değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi (Şekil 28).



Şekil 27. Üniversal test cihazı



Şekil 28. Kırık testi için instron cihazına yerleştirilmiş örnek görüntüsü

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen veriler IBM SPSS 21 (Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak analiz edildi. Elde edilen verilere Shapiro-Wilk testi uygulandı ve verilerin normal dağılım gösterdiği gözlemlendi. Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile belirlendikten sonra farklılık bulunan grupların belirlenmesinde Tukey ASD testi kullanıldı.

Elde edilen istatistiksel test sonuçları için güven aralığı %95 ($p=0,05$) olarak belirlendi.

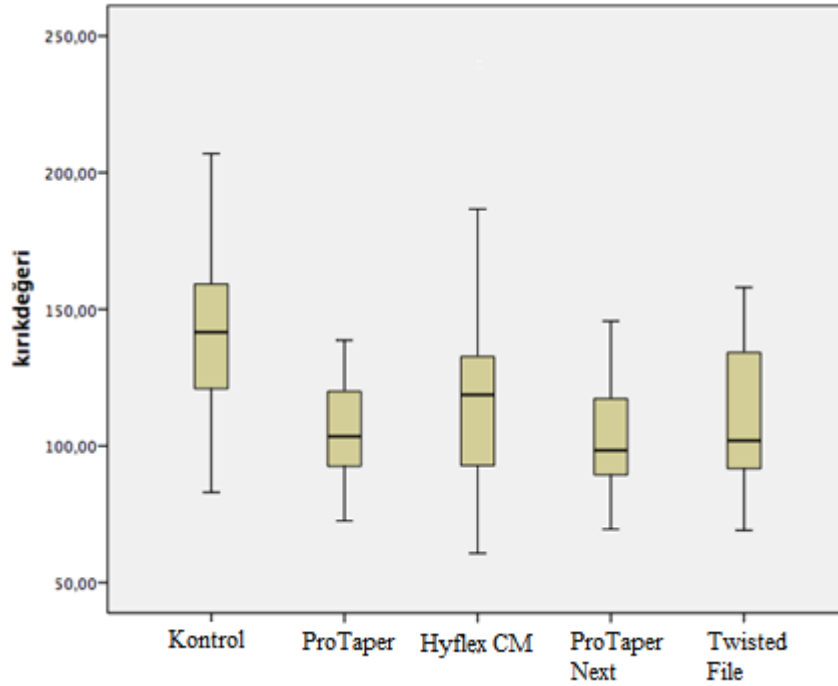
4. BULGULAR

Çalışmamızdaki deney gruplarının örnek sayısı, elde edilen vertikal kırık verilerinin ortalamaları, standart sapması, minimum ve maksimum değerleri Tablo 2 ve Şekil 25’te gösterilmiştir.

Tablo 2. Gruplar için; örnek sayısı, ortalama kırık değeri, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri. (Newton cinsinden)

GRUPLAR	Örnek Sayısı	Ortalama Kırık Değeri	St. Sapma	Minimum Kuvvet	Maksimum Kuvvet
Grup 1 Kontrol	20	143,94 ^a	32,7	83,02	206,96
Grup 2 ProTaper	20	105,31 ^b	20,07	72,59	138,68
Grup 3 Twisted File	20	111,21 ^b	26,21	69,16	157,99
Grup 4 ProTaper Next	20	102,38 ^b	20,20	69,63	145,68
Grup 5 Hyflex CM	20	121,57 ^{ab}	43,29	60,73	237,99

Elde edilen veriler incelendiğinde deney grupları arasındaki en yüksek kırık direncinin Hyflex CM grubunda (121,57 N), en düşük kırık direncinin ise ProTaper Next grubunda (102,38) görüldüğü belirlenmiştir. Yapılan tek yönlü ANOVA testi sonucunda gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılığın hangi gruplar arasında olduğunun belirlenmesi için tüm gruplara Tukey ASD testi uygulanmıştır. Tukey ASD testi ile yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda; herhangi bir endodontik işleme maruz bırakılmayan dişlerin bulunduğu kontrol grubu ile ProTaper ($p = 0.001$), Twisted File ($p = 0.008$) ve ProTaper Next grupları ($p = 0,000$) arasında anlamlı fark varken, kontrol grubu ile Hyflex CM grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı belirlenmiştir ($p = .132$). Ayrıca; kontrol grubu dışındaki gruplar arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($p > .05$).



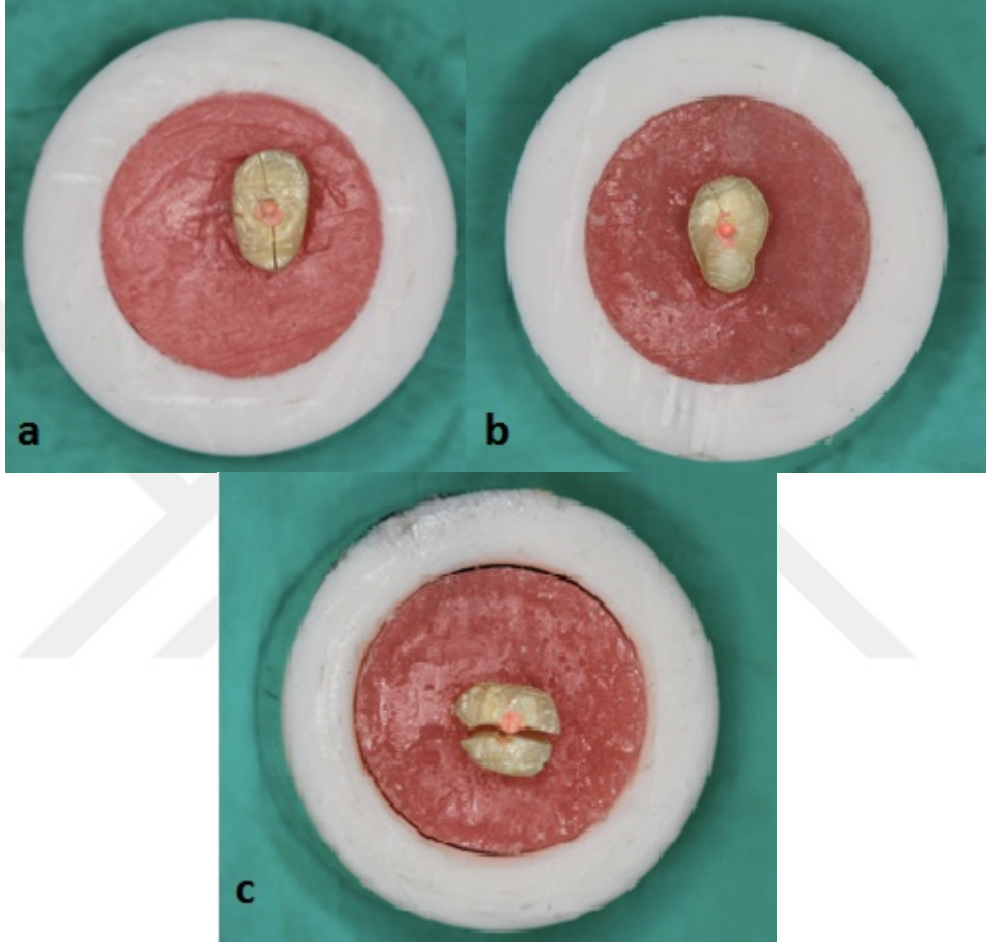
Şekil 25. Deney gruplarının kırık değerleri (N)

Çalışmamızda deney gruplarından elde edilen vertikal kırık yönleri değerlendirildiğinde çalışmamızdaki bütün dişlerin dikey olarak kırıldığı gözlenmiştir. Bukkolingual, mesiodistal ve birleşik kırık olacak şekilde üç farklı yönde kırık oluşumu izlenmiştir (Şekil). Örneklerin %84'ünde bukkolingual yönde kırık görülmüştür. Kontrol, Twisted File, ProTaper Next ve Hyflex CM gruplarında üç kırık tipi de gözlenmiştir. ProTaper grubunda ise bütün örnekler bukkolingual yönde kırılmıştır (Tablo 3).

Tablo 3. Gruplar ve kırık yönü ilişkisi

KırıkYönü	Deney Grupları					Toplam
	Kontrol	ProTaper	Twisted File	ProTaper Next	Hyflex CM	
Mesiodistal	0	0	2	2	3	7
Bukkolingual	17	20	15	17	15	84
Bileşik	3	0	3	1	2	9
Toplam	20	20	20	20	20	100

Çalışmamızda örneklere dikey olarak kuvvet uygulanması sonucu örneklerde üç farklı tipte kırık oluştuğu gözlenmiştir: Ayrılmamış tam kırık, yarım kırık, ayrılmış tam kırık (Şekil. 26)



Şekil 26. Kırık testi sonrası oluşan kırık tipleri. a: Ayrılmamış tam kırık, b: Yarım kırık, c: Ayrılmış tam kırık

5. TARTIŞMA

Vertikal kök kırığı (VKK), kök kanal tedavisinin en önemli komplikasyonlarından biri olup, genellikle ilgili dişin çekimini gerektirmektedir (Zandbiglari ve ark., 2006). Kanal tedavili dişlerin VKK'na yatkın oluşu temel olarak; çürük, travma, endodontik ve restoratif prosedürlerin diş dokusunda fazla madde kaybına sebep olmasından kaynaklanmaktadır (Sedgley ve ark., 1992). Diş dokusu kaybından bağımsız olarak kök kanal tedavi prosedürlerinin de kırık oluşumu açısından zemin hazırlayan faktörler olduğu düşünülmektedir. Kök kanal irrigasyonu sırasında kullanılan solüsyonların, kök kanal medikamanlarının ya da kanal preparasyonunda kullanılan döner sistemlerin de kök dentininde istenmeyen değişikliklere sebep olduğu bildirilmiştir (Kishen, 2006).

Son yıllarda piyasaya sürülmüş NiTi döner sistemlerin avantajlarının yanı sıra, kök dentininde defekt ya da çatlak oluşturması (Bier ve ark., 2009; Shemesh ve ark., 2009; Adorno ve ark., 2011), koniklik açılarının fazla olması sebebiyle el eğeleri ile yapılan preparasyonlara göre dentin dokusunu zayıflatması (Yoldas ve ark., 2012; Hin ve ark., 2013) ve kanal içerisindeki fazla rotasyon hareketi sonucu dentinde stres oluşturması (Pasqualini ve ark., 2008) gibi dezavantajları bulunmaktadır. Aktif rotasyon hareketinin de kök kanallarında mikro çatlak oluşturabilecek seviyede stres birikimine sebep olabileceği bildirilmiştir (Hin ve ark., 2013). Preparasyon sonrası dentin duvarlarında görülen bu mikro çatlakların eksternal kuvvet uygulandığında dentin duvarlarında stres birikim alanları oluşturduğu (Lertchirakarn ve ark., 1999) ve VKK oluşumuna sebep olduğu düşünülmektedir (Adorno ve ark., 2013). Bier ve ark. (2009) VKK oluşumunu etkileyen sebeplerin dişin ağızda kalma süresi üzerinde kritik etkisi olduğu düşünüldüğünde, dişteki en ufak hasarın klinik olarak önemli olabileceği belirtmiştir (Lertchirakarn ve ark., 2011). Bu sebeple mikro çatlak ile VKK arasındaki ilişkinin tespiti klinik olarak çok önemlidir.

Son yıllarda avantajlarından ya da birbirlerine olan üstünlüklerinden bahsedilen yeni üretim teknolojileri ile üretilmiş sistemlerin VKK oluşumu ile ilişkilendirilecek az sayıda çalışma literatürde yer almaktadır. El Nasr ve El Kader 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında; dentin üzerinde çatlak ya da defekt oluşturma

açısından; eğelerin üretildiği materyalin, farklı enstrumentasyon hareketine göre daha önemli etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda farklı üretim teknolojileri ile üretilen, son yıllarda piyasaya sürülmüş ve kabul görmüş olan ProTaper, Twisted File, ProTaper Next ve Hyflex CM sistemleri ile yapılan preparasyonların kök dirençleri üzerindeki etkileri değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

ProTaper sistemi 2001 yılında piyasaya sürülmüş olup 2. nesil alet sistemlerindedir. ProTaper sistemi endodontide değişken koniklik açısı fikrinin ilk ortaya atıldığı sistem olup, kök kanal şekillendirilmesine yeni bir bakış açısı getirmiştir (Ruddle, 2001). Bu sistemin önceki sistemlere göre daha hızlı kanal preparasyonu sağladığı (Yun ve ark., 2003), kanal şekillendirmesinin başarılı olduğu (Calberson ve ark., 2004) ve apikal ekstrüzyon miktarının az olduğu (Bürklein ve Schäfer., 2012) bildirilmiştir. Piyasaya sürüldüğünden bu yana en çok tercih edilen sistemlerden olmuştur ve birçok araştırmada kullanılmıştır (Huang ve ark., 2007; Liu ve ark., 2013; Koçak ve ark., 2015; Nguyen ve ark., 2014; Hieawy ve ark., 2015; Nekoofar ve ark., 2015).

Twisted File 2008 yılında piyasaya sürülmüş bir sistem olup R fazı teknolojisi ile bükülerek üretilmektedir. Bu sayede alet yüzeyinde üretim işlemlerinden kaynaklanan defektlere rastlanmamaktadır. R fazı ile üretilmesi aletin elastik modülünün düşük olmasını ve bu sayede daha iyi süperelastisite ve şekil hafızası özelliği sağlamaktadır (Gambarini ve ark., 2008a). Yüzeyin iyileştirilmiş olması ise, aletin kanalda kullanımının daha güvenli olmasını, döngüsel yorgunluk direncinin yüksek olmasını sağlamaktadır (TF ürün broşürü, 2014). Twisted File sisteminin yıllar içerisinde apikal ekstrüzyon miktarı (Üstün ve ark., 2015b; Türker ve ark., 2015), kanal şekillendirme etkinliği (Hashem ve ark., 2012; Pagliosa ve ark., 2015), döngüsel yorgunluğu (Ha ve ark., 2013; Gambarini ve ark., 2008b; Kim ve ark., 2010), dentin yüzeyinde mikro çatlak oluşturma miktarı (Yoldas ve ark., 2012) yapılan çalışmalarda incelenmiştir.

2012 yılında piyasaya sürülmüş olan ProTaper Next sistemi M-Wire teknolojisi ile üretilmiş olup 5. nesil ege sistemlerindedir. “Yılansı hareket” ile kök kanal preparasyonu yapmaktadır. Kullanılan ege sayısının diğer sistemlere göre azaltılmış olması daha hızlı preparasyon sağlamaktadır (ProTaper ürün broşürü, 2012). PTN

sisteminin döngüsel yorgunluk direnci (Capar ve ark., 2015; Elnaghy, 2014; Pedullà ve ark., 2014), apikal ekstrüzyon miktarı (Kirchhoff ve ark., 2014; Koçak ve ark., 2015; Üstün ve ark., 2015b), dentin yüzeyinde mikro çatlak oluşturma miktarı (Çiçek ve ark., 2014; Karataş ve ark., 2014; Üstün ve ark., 2015a) ve kanal şekillendirme etkinliği (Zhao ve ark., 2014; Celikten ve ark., 2015b; Wu ve ark., 2015) yapılan çalışmalarla incelenmiştir.

2013 yılında piyasaya sürülmüş olan Hyflex CM sistemi ise “Controlled Memory Wire” teknolojisi kullanılarak üretilmiştir. Şekil hafızası özelliğinin bulunmaması bu sistemin eğri kanallardaki kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Hyflex CM ürün broşürü, 2012). Hyflex CM sistemi için ise piyasaya sürüldüğünden bu yana kanal şekillendirme etkinliği (Marceliano - Alves ve ark., 2014), döngüsel yorgunluk direnci (Braga ve ark., 2014; Capar ve ark., 2015), kesme etkinliği (Seago ve ark., 2015), apikal ekstrüzyon (Surakanti ve ark., 2014), dentin yüzeyinde mikro çatlak oluşturma miktarı (Capar ve ark., 2014b) ve sterilizasyonun alet üzerindeki etkisini (Alfoqom Alazemi ve ark., 2014) inceleyen çalışmalar yapılmıştır.

Twisted File, ProTaper Next ve Hyflex CM ile ilgili birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, literatürde bu sistemlerin VKK oluşuma etkisi ile ilgili yapılan herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu sistemler bu sebepten dolayı çalışmamıza dahil edilmiştir. ProTaper sistemi ise çok tercih edilen bir döner sistem olduğu için çalışmamızda kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan dişler ortodontik nedenle çekilmiş tek köklü mandibular premolar dişler olarak belirlenmiştir. Saklama koşulları ve süreleri dentin sağlamlığını etkileyebileceğinden dolayı (Çobankara ve ark., 2002) bütün dişler aynı saklama koşullarında ve yaklaşık aynı süre ile saklanmıştır. VKK'nın incelendiği çalışmalarda dişlerin standardizasyonunun önemi vurgulanmıştır. Seçilen dişlerin benzer boyutlarda olmamasının çalışmanın sonucunu etkileyebileceği belirtilmiştir (Çobankara ve ark., 2002; Zandbiglari ve ark., 2006; Ersev ve ark., 2012; Capar ve ark., 2014a). Bu sebeple çalışmaya dahil edilen dişlerin morfolojileri ve dentin kalınlıkları benzer olabilmesi için ise dişlerin mesiodistal ve bukkolingual kalınlıkları ölçülmüş, bukkolingual boyutu 4-6 mm, mesiodistal boyutu 2-4 mm arasında olan dişler

kullanılmıştır (Ersev ve ark., 2012). Ayrıca; pulpa odası boyutu ve formunun kontrolü için dişlerden bukkolingual ve mesiodistal radyografiler alınmıştır. Kök morfolojisi ve kök dentin kalınlığı vertikal kırık oluşturan kuvvet değerine etki edebilmesine rağmen, aynı saklama koşullarında saklanmış, boyutları standardize edilmiş örneklerin rastgele dağıtılması, deney gruplarının birbirleri ile kıyaslanabilir olmasını sağlamaktadır (Lertchirakarn ve ark., 2011b).

Bergmans ve ark. (2001) farklı kök kanal aletlerinin şekillendirme etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmada; kök kanalı apikal çapının benzer oranda şekillendirilmesinin önemi vurgulanmıştır. Kök kanalının #40 numaraya kadar genişletildiği kanallarda kanal düzensizliklerinin daha iyi düzeltildiği ve apikal bölge irrigasyonunun daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir. Kök kanallarındaki kırık direncinin incelendiği birçok çalışmada NiTi döner alet sistemleri standart bir protokol uygulanarak apikal şekillendirme #40 numarada bitirilecek şekilde tamamlanmıştır (Zandbiglari ve ark., 2006; Ghoneim ve ark., 2011; Capar ve ark., 2014a; Celikten ve ark., 2015a). Çalışmamızda da kök kanalları üretici firma talimatlarına uygun olarak apikal çapları; ProTaper 40/.06, Twisted File 40/.04, ProTaper Next 40/.06, Hyflex CM 40/.04 olacak şekilde prepare edilmiştir.

Kök kanal preparasyonu sırasında oluşan smear tabakasının kaldırılması ile kök kanal patının dentin adaptasyonu ve tıkama etkinliğinin artırıldığı belirtilmiştir. (Pallares ve ark., 1995). Bu tabakanın uzaklaştırılmasında NaOCl ve EDTA solüsyonlarının kombine kullanımının etkili olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Pallares ve ark., 1995; Weiger ve ark., 1995). Son yıllarda yüksek konsantrasyonlardaki EDTA solüsyonlarının kök dentin erezyonuna sebep olduğu belirtilmiştir (Deepa ve ark., 2009). Uzunoğlu ve ark. (2012) EDTA solüsyonunun farklı konsantrasyonlarda kullanımının VKK direnci üzerine yaptıkları çalışmalarında %17'lik EDTA solüsyonu uygulanan grubun %5'lik EDTA solüsyonu uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede kırık direncini azalttığını bildirmişlerdir. Bu sebeple çalışmamızda final irrigasyonunda %5'lik konsantrasyonda EDTA solüsyonu kullanılmıştır. Bu uygulama Hanada ve ark. (2010) kök kanal dolgu materyallerinin VKK oluşumu üzerine etkisi ile ilgili yaptıkları çalışmadaki final irrigasyonu protokolü uyumlu olmaktadır.

Kök kanal dolgusunun amacı; kök kanal sistemindeki dentin kanallarını, aksesuar ve lateral kanalları, koronel ve apikali tamamen kapatan üç boyutlu bir tıkama sağlamaktır (Schilder, 1974). Kök kanal dolumunda kanal patı kullanımı, kanal dolgusunda kullanılan güta perka ile kanal duvarları arasında bağlantı sağlaması ve güta perkanın ulaşmadığı kanal boşluklarının doldurulması açısından önemlidir. Ayrıca; resin içerikli patların dentin bağlantısının iyi olduğu belirtilmiştir (Lee ve ark., 2002). Chadha ve ark. (2010) AH Plus ve güta perka ile yapılan kanal dolgusunun diğer gruplara (guta perka+çinko oksit ojenol/resilon+epifany) göre kırık direncinin daha yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu sebeplerle çalışmamızda resin içerikli kök kanal patı olan AH Plus kullanılmıştır. Zandbiglari ve ark. (2006) ve Capar ve ark. (2014a) kök kanal preparasyonunun kırık direnci ile ilişkisini inceledikleri çalışmalarında kök kanal dolgusunda güta perka ile kanal patı olarak AH Plus kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da bu çalışma protokolleriyle uyumlu olarak resin içerikli kök kanal patı olan AH Plus kullanılmıştır.

Kök kanal dolgu yöntemi olarak lateral kompaksiyon uygulanması sırasında spreader yerleştirirken kama etkisinin olduğu ve vertikal kompaksiyon uygulanması sırasında ise kullanılan “plugger”ın yerleştirilebilmesi için fazla dentin kaldırılmasının gerekliliği bildirilmiştir (Sornkul ve ark., 1992). Shemesh ve ark. (2008) lateral kompaksiyon uygulanmasının dentin defekti oluşmasına etkisini inceledikleri çalışmalarında lateral kompaksiyon uygulaması sonucu oluşan defektlerin anlamlı bir biçimde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Trope ve ark. (1992) ise tek kon tekniğinin lateral kompaksiyon tekniğine göre dişin kırık direncini artırdığını belirtmişlerdir. Kanal dolgu tekniğinin VKK’na etkisinin eliminasyonu amacıyla bizim çalışmamızda her sistemin kendi açılı güta perkası ve AH Plus kök kanal patı kullanılarak tek kon tekniği ile kök kanal dolguları tamamlanmıştır.

Kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerdeki VKK direncini ölçmek için fraktür rezistans testi kullanılmaktadır. Bu ölçümü yapan cihaz genel olarak üniversal test cihazı olarak adlandırılmakla birlikte farklı markalar tarafından üretilmektedir. Üniversal test cihazı, hazırlanan düzenekteki örneğe dikey olarak kuvvet uygulamakta ve dişte kırık meydana getirilen kuvveti Newton (N) cinsinden kaydetmektedir. Sathorn ve ark. (2005) kök kanal preparasyon tekniğinin, Karapınar Kazandağ ve ark. (2009)

kök kanal dolum tekniğinin, Teixeira ve ark. (2004) kök kanal dolgu materyalinin VKK direnci üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında fraktür resistans testini kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da dört farklı döner sistem ile yapılan kök kanal preparasyonlardan sonra, örneklerin VKK direncinin ölçülmesi amacıyla universal test cihazı kullanılarak, fraktür rezistans testi uygulanmıştır. Elde edilen veriler N cinsinden kaydedilerek gruplar arası değerlendirme yapılmıştır.

Universal test cihazı kullanılarak yapılan VKK direncinin incelendiği çalışmalarda öncelikle kullanılacak olan dişlerin standardizasyonu sağlanmış ardından teste tabi tutulan örneklerin boyları eşitlenmiştir. Yapılan çalışmalarda araştırmacılar kronları genellikle mine sement birleşiminin 2 mm altından (Saw ve Messer., 1995; Sathorn ve ark., 2005; Lertchirakarn ve ark., 2011), mine sement birleşiminden (Çobankara ve ark., 2002) ya da kök boyu 13 mm (Sagsen ve ark., 2007; Chadha ve ark., 2010; Ghoneim ve ark., 2011a; Ghoneim ve ark., 2011b; Ersev ve ark., 2012; Capar ve ark., 2014a) olacak şekilde belirlenen kök seviyesinden testere frez yardımıyla ayırmışlardır. Zandibiglari ve ark. (2006) ve Wu ve ark. (2004) testere frez ile koronal parçanın kökten ayırma işleminin dentinde çatlak oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalarda kanal preparasyonu sonrası oluşan mikro çatlak miktarı değerlendirilmiş, preparasyon yapılan gruplarda çatlak varlığı izlenirken, negatif kontrol grubunda çatlak oluşmadığı belirlenmiştir. Bunun sonucu olarak uygun su soğutması altında yapılan kron uzaklaştırma işleminin dentinde çatlak oluşturmadığı bildirilmiştir (Wu ve ark., 2000; Wu ve ark., 2001; Adorno ve ark., 2009; Bier ve ark., 2009; Milani ve ark., 2012; Hin ve ark., 2013a). Bizim çalışmamızda da kök boyu 13 mm olacak şekilde dişlerin kronları testere frez yardımıyla uzaklaştırılmıştır.

Dişler universal test cihazındaki test için akriliğe gömülerek sabitlenmektedir. Farklı cihazlarda yapılan yüklemeler öncesi cihazlara adapte edilecek düzenekler farklılık göstermektedir. Lertchirakarn ve ark. (2011) dişleri mine sement birleşiminin 2 mm altından, Hammad ve ark. (2007) dişleri mine sement birleşiminden kronlarında ayırmış ve kökün tamamını akrilik içerisine gömmüşler, Sağsen ve ark. (2007) örneklerin apikal 6 mm'sini akriliğe gömüp 7 mm'sini açıkta bırakmış, Apicella ve ark. (1999) dişleri mine sement birleşiminden ayırmış ve 9 mm'sini akriliğin dışında bırakmış, Karapınar Kazandağ ve ark. (2009) 3 mm'lik kısmını gömerek 9 mm'sini

açıkta bırakmış, Apicella ve ark. (1999), Ghoneim ve ark. (2011) ve Capar ve ark. (2014a) 4 mm'lik kısmını akrilik içerisine gömerek düzeneklerini hazırlamışlardır. Çalışmamızda fraktür rezistans testi uygulanacak düzenek; örneklerin apikal 5 mm'leri akriliğe gömülü olacak şekilde hazırlanmıştır. Bu çalışma modeli ise Teixeira ve ark. (2004) ve Ersev ve ark. (2012) yaptıkları çalışmalarındaki düzeneği taklit etmektedir.

Yükleme hızı arttıkça, kök dentini içerisindeki çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesi için yeterli zaman bırakılmaması nedeniyle hatalı veriler ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple fraktür rezistans testi için uygulanan kuvvet hızı yapılan çalışmalarda yüklem hızı 0.5mm/dk (Ghoneim ve ark., 2011; Lertchirakarn ve ark., 2011) ya da 1mm/dk (Apicella ve ark., 1999; Lam ve ark., 2005; Sagsen ve ark., 2007; Ersev ve ark., 2012; Capar ve ark., 2014a) olarak iki farklı şekilde uygulanmıştır. Kanal preparasyonunun VKK üzerine etkisinin incelendiği çalışmalarda da yüklem hızı olarak 1mm/dk kullanılmıştır (Zandbiglari ve ark., 2006; Capar ve ark., 2014a; El Nasr ve El Kader, 2014). Bizim çalışmamızda, preparasyonun VKK üzerine etkisine bakan diğer çalışmalar ile karşılaştırabilmek amacıyla yüklem hızını 1mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Kuvvet spreader yardımıyla üniversal test cihazına yerleştirilen düzenekteki kök kanalına dikey doğrultuda uygulanmıştır.

Bir malzeme üzerine herhangi bir kuvvet uygulandığı zaman kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki "iç direnç" oluşur. Malzemenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim (stres) denir. Gerilim megapaskal (MPa) (N/mm²) olarak ifade edilir. Çalışmamızda kullanılan dişler boyut olarak benzer olmakla beraber kök kanalında kuvvet uygulanan alan hesaplanamayacağından dolayı diğer çalışmalarla (Sagsen ve ark., 2007; Ersev ve ark., 2012; Capar ve ark., 2014a) uyumlu olarak değerler Newton (N) birimi ile ifade edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin ve uygulama metotlarının açıklanmasının ardından çalışmanın bundan sonraki bölümlerinde araştırma bulgularının sonuçları tartışılacaktır.

Çalışmamızın sonucunda deney grupları (Hyflex CM, Twisted File, ProTaper ve ProTaper Next) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken kontrol grubu (143,94±32,7) ile Twisted File (111,21±26,21), ProTaper (105,31±20,07)

ve ProTaper Next (102,38±20,20) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda en yüksek kırık direnç değerleri kontrol grubundan (143,94±32,7) sonra Hyflex CM (121,57±43,29) ve Twisted File (111,21±26,21) gruplarında gözlenmiştir. En düşük kırık direnç değerlerinin ise ProTaper (105,31±20,07) ve ProTaper Next (102,38±20,20) gruplarında olduğu belirlenmiştir. Wu ve ark. (2004) preparasyon yapılan ve yapılmayan gruplardaki vertikal kök kırık direncini inceledikleri çalışmada, preparasyon yapılan gruptaki kırık direnç değerlerinin yapılmayan gruptaki değerlere göre anlamlı derecede düşük olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmacılar, prepare edilen premolarların kırık riskinin preparasyon yapılmayanlara göre daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da Wu ve ark. (2004) çalışması ile uyumlu olarak en yüksek kırık direncinin kontrol grubunda olduğu belirlenmiştir.

Capar ve ark. (2014a) yaptıkları bir çalışmada soğuk lateral kompaksiyon tekniği ile doldurulan ProTaper sistem ve Self Adjusting File (SAF) sistem ile prepare edilen köklerin kırılma dayanımını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda istatistiksel olarak fark olmamakla birlikte ProTaper sistem ile prepare edilen kanalların; prepare edilmeyen ve SAF ile prepare edilen kanallara göre fraktür dayanımının daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da ProTaper ile prepare edilen kanalların fraktür dayanımı prepare edilmeyen kanallara göre daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları Wu ve ark. (2004) ve Capar ve ark. (2014a) çalışmalarının sonuçları ile uyumlu bulunmuştur.

Wilcox ve ark. (1997) yaptıkları çalışmada dişlerdeki VKK oluşumunda lateral kompaksiyon kuvvetinin etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar preparasyon genişliği artıka çatlak miktarının arttığını ve ne kadar fazla diş dokusu kaldırılırsa dişlerin o kadar kırığa yatkın olacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da istatistiksel olarak fark olmamakla birlikte, koniklik açısının daha az olduğu Hyflex CM (40/.04) ve Twisted File (40/.04) sistemleri vertikal kırık oluşumuna daha fazla direnç göstermişlerdir. ProTaper (40/.06) ve PT Next (40/.06) sistemlerinin ise kırık dirençleri daha düşük çıkmıştır. Buna ilaveten Hyflex CM ve Twisted File sistemlerinde kanal preparasyonu öncesi koronal genişletme her sistemin kendi 25/.08 boyutlarındaki aletleri ile sağlanmaktayken; ProTaper ve ProTaper Next sistemlerinin

koronal genişletmesi SX aleti ile sağlanmaktadır. SX 19/04-.19 arası değişkenlik gösteren koniklik açısına sahip bir eğe olup, agresif bir çap artışı bulunmaktadır. Koronal genişletmeye SX gibi koniklik açısı yüksek bir aletle başlanmasının da SX kullanılan gruplarda (ProTaper, ProTaper Next) VKK değerlerinin daha düşük çıkmasında etkili olmuş olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca; ProTaper Next sistemi asimetrik kütle merkezi dizaynına sahip olup ‘yılansı hareket’ ile preparasyon sağlamaktadır. ProTaper Next sistemi yılansı hareket ile kendi alet boyutlarından daha büyük bir preparasyon genişliği oluşturmakta, ProTaper grubu ile yapılan preparasyonlara göre daha fazla dentin kaldırmaktadır (Capar ve ark., 2014c). Bu sebeple ProTaper Next grubu kırık direncinin istatistiksel fark olmamakla birlikte diğer gruplara göre daha düşük çıktığını düşünmekteyiz. Wilcox ve ark. (1997) çalışmasının sonucu bu bulgumuzu desteklemektedir.

El Nasr ve El Kader (2014) yaptıkları bir çalışmada eğe üretim materyali (M Wire ve konvansiyonel NiTi) ve eğe hareketinin (Resiprokal ve devamlı rotasyon) oval kanallardaki VKK dayanımı üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, geleneksel NiTi’den üretilmiş ProTaper F2 eğesi kullanılarak devamlı rotasyon hareketi ve resiprokal hareket ile yapılan preparasyon gruplarının kırık dirençleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmada; M-Wire teknolojisi ile üretilen WaveOne sistemi ile preparasyonu yapılan örneklerin kırık direncinin, ProTaper sisteminin kullanıldığı her iki hareket tipi ile preparasyonu yapılan örneklerin kırık direncine göre de daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Bunun sonucunda araştırmacılar kanal aletinin üretildiği materyalin, kanal preparasyonunda kullanılan hareket tipinden daha önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da dört farklı üretim teknolojisi ile üretilmiş kanal aletlerinin vertikal kırık direnci ile ilişkisi araştırılmış ve istatistiksel olarak fark olmamakla birlikte en yüksek kırık direnci “controlled memory” teknolojisi ile üretilmiş Hyflex CM sistemi ile prepare edilmiş kanallarda bulunmuştur. Hyflex CM grubunun kırık dayanım değerlerinin daha yüksek olma sebebinin kullanılan materyal farkından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan sistemlerin hepsi kesici olmayan uç dizaynına sahiptir. ProTaper, ProTaper Next ve Hyflex CM değişken sarmal açısına sahipken, Twisted File sabit sarmal açısına sahiptir. ProTaper, Hyflex CM ve Twisted File üçgen

kesit dizaynında üretilmişlerdir, ancak ProTaper Next'in yatay kesiti dikdörtgendir. Bunlara ilave olarak ProTaper ve ProTaper Next değişken koniklik açısına sahipken, Twisted File ve Hyflex CM sabit koniklik açılı olarak üretilmişlerdir. Bu değişkenler göz önüne alındığında dizayn özelliklerine göre aletlerin kırık oluşturma düzeyleri bir tek ProTaper Next'in kesitinin diğer sistemlerden farklı olarak dikdörtgen olması ve en düşük kırık direncine sahip olması açısından karşılaştırılabilmektedir.

Çalışmamızda VKK oluşması için; kök kanal dolgusu üzerinden uygulanan sprader yardımı ile kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet, kanal dolgusu aracılığı ile kanal duvarlarına iletilmektedir ve endodontik orijinli VKK oluşturmaktadır (Monaghan ve ark., 1993; Lertchirakarn ve ark., 1999a). Çalışmamızda VKK oluşan örneklerin çoğu (%84) bukkolingual yönde kırılmıştır. Endodontik orijinli oluşan VKK'ların büyük çoğunluğunun bukkolingual yönde kırıldığı yapılmış çalışmalar tarafından bildirilmiştir ve bizim çalışmamızda bu sonucu desteklemektedir (Apicella ve ark., 1999; Lertchirakarn ve ark., 1999; Lertchirakarn ve ark., 2002).

Üretici firma talimatları doğrultusunda kullanılan döner alet sistemlerinde farklı sayıda kanal aleti ile kök kanal preparasyonunun tamamlanması ve preparasyon sırasında her ege değişiminden sonra kullanılan irrigasyon solüsyonu miktarının sabit olması sebebiyle toplamda kullanılan solüsyon miktarının farklılık göstermesi bu çalışmanın limitasyonudur. Toplamda kullanılan irrigasyon solüsyonu miktarının eşitlenmesi durumunda, farklı üretim teknolojileri ile üretilen aletlerin vertikal kök kırığı oluşumu üzerine etkilerinin karşılaştırılması gelecek çalışmalarla değerlendirilebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Farklı üretim teknolojileri ile üretilmiş sistemler ile kök kanal preparasyonları yapılan deney gruplarının herbirinde vertikal kök kırık direncinin, preparasyon yapılmayan kontrol grubuna göre azaldığı gözlenmiştir.

- Hyflex CM grubu örnekleri ile kontrol grubu örneklerinin arasında kırık direnci açısından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Deney grupları arasında en yüksek kırık direnci değerleri “Controlled Memory” teknolojisi ile üretilen Hyflex CM ile prepare edilen örneklerde gözlenmiştir.

- İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakla birlikte en düşük kırık direnci “M-Wire” teknolojisi ile üretilen ProTaper Next grubu ile prepare edilen örneklerde gözlemlenmiştir.

- İstatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamakla birlikte konisitesi fazla olan eğeler (ProTaper ve ProTaper Next) kullanılarak prepare edilen örneklerin kırık direncinin, konisitesi az olan eğeler (Twisted File ve Hyflex CM) ile prepare edilen örneklerin kırık dirençlerine göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Koniklik açısı arttıkça prepare edilen örneklerde kırık direncinin azaldığı belirlenmiştir.

- Kırık yönü incelendiğinde dişlerin en fazla bukkolingual yönde kırıldığı tespit edilmiştir.

- İnstron cihazı kullanılarak yapılan kırık direncinin karşılaştırıldığı çalışmalarda bir standardizasyonun sağlanması açısından, dişlerin gömüldüğü düzeneğin ISO (Uluslararası Standard Organizasyonu) tarafından belirlenerek tek tip olarak oluşturulması önermekteyiz. Bu sayede farklı çalışmaların birbirleri ile kıyaslanabilir olmaları sağlanmış olacaktır.

- “Controlled Memory” teknolojisi ile üretilen kanal aletlerinin vertikal kök kırığı oluşumunda diğer alaşım tiplerinden daha az etkili olduğu tespit edildiğinden özellikle vertikal kırık riski taşıyan dişlerin kök kanal preparasyonlarında bu teknoloji ile üretilmiş aletlerin kullanımlarını önermekteyiz.

KAYNAKLAR

- Adorno CG, Yoshioka T, Jindan P, Kobayashi C, Suda H. The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. *Int Endod J.* 2013;46(8):763-768.
- Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod.* 2011;37(4):522-525.
- Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod.* 2009;35(3):389-392.
- Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of working length and root canal preparation technique on crack development in the apical root canal wall. *Int Endod J.* 2010;43(4):321-327.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-1593.
- Alfoqom Alazemi M, Bryant S, Dummer P. Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *Int Endod J.* 2015 Jun;48(6):593-601.
- Alodeh MH, Doller R, Dummer PM. Shaping of simulated root canals in resin blocks using the step-back technique with K-files manipulated in a simple in/out filling motion. *Int Endod J.* 1989;22(3):107-117.
- Apicella M, Loushine R, West L, Runyan D. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J.* 1999;32(5):376-380.
- Attin T, Buchalla W, Zirkel C, Lussi A. Clinical evaluation of the cleansing properties of the noninstrumental technique for cleaning root canals. *Int Endod J.* 2002;35(11):929-933.
- Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(2):249-255.
- Barbakow F. The LightSpeed system. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):113-135.
- Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of Endodontology 2009 – chapter 11.* Place, John Wiley & Sons, Published 2009.
- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):288-295.

- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent.* 2001;14(5):324-333.
- Berman LH, Hartwell GR. Pathways of the pulp-chapter 1. Place, Elsevier Mosby, Published 2011;210(5):1-39.
- Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(4):515-518.
- Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009;35(2):236-238.
- Birdal İS. Farklı taper değerleri ile şekillendirilmiş dişelerde tedavi sonrası kırık riskinin araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2013, 31.
- Bonaccorso A, Schafer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* 2008a;34(11):1391-1395.
- Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schafer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod.* 2008b;34(2):208-211.
- Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;40(9):1494-1497.
- Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32(3):155-164.
- Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys.* 1963;34(5):1475-1477.
- Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012;38(6):850-852.
- Calberson F, Deroose C, Hommez G, De Moor R. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J.* 2004;37(9):613-623.
- Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod.* 2002;28(1):17-19.

- Capar ID, Altunsoy M, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge HA. Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *J Endod.* 2014a;40(4):551-554.
- Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod.* 2014b;40(9):1482-1484.
- Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015;41(1):24-8.
- Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod.* 2014c;40(6):852-856.
- Carrotte P. Endodontics: Part 5. Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J.* 2004a;197(8):455-464.
- Carrotte P. Endodontics: Part 7. Preparing the root canal. *Br Dent J.* 2004b;197(10):603-613.
- Carvalho LA, Bonetti I, Borges MA. A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J Endod.* 1999;25(12):807-810.
- Celikten B, Uzuntas CF, Gulsahi K. Resistance to fracture of dental roots obturated with different materials. *Biomed Res Int.* 2015a;591031.
- Celikten B, Uzuntas CF, Kursun S, Orhan AI, Tufenkei P, Orhan K, Demiralp KÖ. Comparative evaluation of shaping ability of two nickel-titanium rotary systems using cone beam computed tomography. *BMC oral health.* 2015b;15(1):32.
- Chadha R, Taneja S, Kumar M, Sharma M. An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different materials. *Contemp Clin Dent.* 2010;1(2):70-72.
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007;40(8):612-618
- Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975;54(1):89-96.
- Cohen S, Burns RC, Hargreaves KM, Berman LH. Pathways of the pulp-chapter 1. Place, Elsevier Mosby, Published 2006; 1-39.
- Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod.* 1997;23(4):232-235.

- ColteneEndo (2012c) HyflexCM Brochure. Available at: http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyflexCM_brochure.pdf (accessed 2 February 2012).
- Çiçek E, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S. Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: A scanning electron microscopy study. *Scanning*. 2015;37(1):49-53.
- Çobankara FK, Üngör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod*. 2002;28(8):606-609.
- Dang DA, Walton RE. Vertical root fracture and root distortion: effect of spreader design. *J Endod*. 1989;15(7):294-301.
- De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010;43(12):1063-1068.
- Deepa N, Vasudev B, Shashi R. Determination of calcium loss and its effect on microhardness of root canal dentin following treatment with 17% ethylenediaminetetraacetic acid solution at different time intervals—An in vitro study. *Endodontology*. 2009;21(1):9-15.
- Deplazes P, Peters O, Barbakow F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod*. 2001;27(3):196-202.
- Di Renzo M, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials*. 2001;22(8):787-792.
- El Nasr HMA, El Kader KGA. Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *J Endod*. 2014;40(6):849-851.
- Ellis SG, McCord JF, Burke FJ. Predisposing and contributing factors for complete and incomplete tooth fractures. *Dent Update*. 1999;26(4):150-152, 156-158.
- Elnaghy A. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J*. 2014;47(11):1034-1039.
- Ersev H, Yılmaz B, Pehlivanoğlu E, Özcan-Çalışkan E, Erişen FR. Resistance to vertical root fracture of endodontically treated teeth with MetaSEAL. *J Endod*. 2012;38(5):653-656.
- Ferrari M, Mason P, Goracci C, Pashley D, Tay F. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res*;2004;83(5):414-419.

- Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers N. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *The Int J Prosthodont*;2003;17(4):476-482.
- Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod*. 2001;27(1):46-48.
- Gale M, Darvell B. Dentine permeability and tracer tests. *J Dent*. 1999;27(1):1-11.
- Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008a;105(6):798-800.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008b;34(8):1003-1005.
- Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*. 2000;16(3):95-100.
- Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*. 2010;36(7):1205-1209.
- Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod*. 2010;36(5):904-907.
- Gher ME, Jr., Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Assoc*. 1987;114(2):174-177.
- Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *J Endod*. 2011;37(11):1590-1592.
- Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*. 1995;21(3):146-151.
- Goldsmith M, Gulabivala K, Knowles JC. The effect of sodium hypochlorite irrigant concentration on tooth surface strain. *J Endod*. 2002;28(8):575-579.
- Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*. 2001;34(2):113-119.
- Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;67(4):458-467.

- Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013;39(3):389-393.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics*; 2013;29(1):3-17.
- Hanada T, Quevedo CGA, Okitsu M, Yoshioka T, Iwasaki N, Takahashi H, Suda H. Effects of new adhesive resin root canal filling materials on vertical root fractures. *Aust Endod J.* 2010;36(1):19-23.
- Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod Dent Traumatol*;1990;6(2):49-55.
- Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;38(7):996-1000.
- Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z-j, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod.* 2015;41(7):1134-8
- Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod*; 2013;39(2):262-264.
- http://www.sybronendo.com/cms-filesystem-action?file=/sybronendo-pdf/TF_Brochure.pdf
- <http://www.tulsadentalspecialties.com/default/endodontics/RotaryFiles/ProTaperNEXT.aspx>
- http://www.tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content_-_Endo_Access_Shaping/ProTaperBrochure.sflb.ashx
- Huang X, Ling J, Wei X, Gu L. Quantitative evaluation of debris extruded apically by using ProTaper Universal Tulsa rotary system in endodontic retreatment. *J Endod.* 2007;33(9):1102-1105.
- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod topics*; 2005. 10(1):30-76.
- Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. *Ingle's endodontics 6.* Place, PMPH-USA, Published 2008.
- Ingle JI, Himel VT, Hawrish CE, Glickmann GN, Serene T, Rosenberg PL, Buchanan LS, West JD, Ruddle CJ, Camp JH, Roane JB, Cecchini CM. Endodontic Cavity Preparation. In: Ingle JI, Bakland LK, editors. *Endodontics. 5.* Ed. Hamilton-London: BC Decker Inc; 2001.p. 405-570.
- Jameson M, Hood J, Tidmarsh B. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *J Biomech.* 1993;26(9):1055-65

- Joffe E. Management of vertical root fracture in endodontically treated teeth. *N Y State Dent J.* 1992;58(8):25-27.
- Johnson WT, Johnson WT. *Color atlas of endodontics.* Place, W.B. Saunders, Published 2002.
- Takehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The Effects of Surgical Exposures of Dental Pulp in Germ-Free and Conventional Laboratory Rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;20(340-349).
- Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J.* 2009;42(8):705-10.
- Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. *J Endod.* 2014.
- Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J.* 2014;47(5):430-436.
- Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36(1):147-152.
- Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials.* 2005;26(16):3363-76.
- Kirchhoff AL, Fariniuk LF, Mello I. Apical Extrusion of Debris in Flat-oval Root Canals after Using Different Instrumentation Systems. *J Endod.* 2014.
- Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Topics.* 2006;13(1):57-83.
- Koch K, Brave D. Real World Endo: Design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health.* 2002;92(2):39-49.
- Koçak M, Çiçek E, Koçak S, Sağlam B, Yılmaz N. Apical extrusion of debris using ProTaper Universal and ProTaper Next rotary systems. *Int Endod J.* 2015;48(3):283-6.
- Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. *Biomaterials.* 2003;24(28):5209-5221.
- Kunert GG, Camargo Fontanella VR, de Moura AA, Barletta FB. Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod.* 2010;36(6):1052-1055.
- Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67(3):197-207.

- Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri, II. Baskı, Promat A.Ş, İstanbul 2004
- Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod.* 2005;31(7):529-532.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(3):401-403.
- Lee K-W, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod.* 2002;28(10):684-688.
- Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod.* 1999;25(2):99-104.
- Lertchirakarn V, Poonkaew A, Messer H. Fracture resistance of roots filled with gutta-percha or RealSeal(R). *Int Endod J.* 2011;44(11):1005-1010.
- Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod.* 2002;28(3):217-219.
- Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu M-K, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod.* 2013;39(8):1054-1056.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF, Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(10):1653-1657.
- Lynch C, Burke F, Ni RR, Hannigan A. The influence of coronal restoration type on the survival of endodontically treated teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2004;12(4):171-176.
- Marceliano-Alves M, Sousa-Neto M, Fidel S, Steier L, Robinson J, Pécora J, Versiani M. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multife rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J.* 2014 Nov 14.
- Marshall GW, Jr., Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(11):1381-1387.
- Meister F, Jr., Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;49(3):243-253.
- Metzger Z, Basrani B, Goodis H. Instruments, materials, and devices. *Cohen's Pathways of the Pulp*, 10th edn. St. Louis: Mosby Elsevier. 2011:223-282.

- Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iran Endod J.* 2012;7(4):177-182.
- Monaghan P, Bajalcaliev JG, Kaminski EJ, Lautenschlager EP. A method for producing experimental simple vertical root fractures in dog teeth. *J Endod.* 1993;19(10):512-515.
- Morfis AS. Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;69(5):631-635.
- Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J.* 1999;44(2):75-87.
- Mounce RE. A new method of canal enlargement. *Dent Today.* 2008;27(5):94, 96, 98-99.
- Nagy CD, Bartha K, Bernath M, Verdes E, Szabo J. A comparative study of seven instruments in shaping the root canal in vitro. *Int Endod J.* 1997;30(2):124-132.
- Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. On the fracture of human dentin: is it stress- or strain-controlled? *J Biomed Mater Res A.* 2003;67(2):484-495.
- Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Meraji N, Jamee A, Shirvani A, Jamee J, Dummer PM. Comparison of the Effect of Root Canal Preparation by Using WaveOne and ProTaper on Postoperative Pain: A Randomized Clinical Trial. *J Endod.* 2015;41(5):575-578.
- Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1190-1193.
- Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2):181-187.
- Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, Baek SH, Bae KS, Choi GW, Lim SM, Kum KY. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(4):622-628.
- Ozdemir HO, Buzoglu HD, Çalt S, Çehreli ZC, Varol E, Temel A. Chemical and ultramorphologic effects of ethylenediaminetetraacetic acid and sodium hypochlorite in young and old root canal dentin. *J Endod.* 2012;38(2):204-208.
- Pagliosa A, Sousa-Neto MD, Versiani MA, Raucci-Neto W, Silva-Sousa YT, Alfredo E. Computed tomography evaluation of rotary systems on the root canal transportation and centering ability. *Braz Oral Res.* 2015;29(1):07-07.

- Pallares A, Faus V, Glickman G. The adaptation of mechanically softened gutta-percha to the canal walls in the presence or absence of smear layer: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J*. 1995;28(5):266-269.
- Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *J Endod*. 2008;34(3):314-317.
- Patel DK, Burke FJ. Fractures of posterior teeth: a review and analysis of associated factors. *Prim Dent Care*. 1995;2(1):6-10.
- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013;39(2):258-261.
- Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande N, Rapisarda E, La Rosa G. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2014 Oct 29.
- Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int*. 2010;41(6):479-488.
- Peters OA, Peters CI. Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 9. Ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2006;9(290-310).
- Peters OA, Peters CI. Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10. Ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2011;9(283-348)
- Pilo R, Corcino G, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with hand and rotatory instruments. *J Endod*. 1998;24(6):401-404.
- Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent*. 2000;83(6):617-623.
- Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod*. 1983;9(8):338-346.
- Porter AE, Nalla RK, Minor A, Jinschek JR, Kisielowski C, Radmilovic V, Kinney JH, Tomsia AP, Ritchie RO. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials*. 2005;26(36):7650-7660.
- Raiden G, Costa L, Koss S, Hernández JL, Aceñolaza V. Residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation. *Journal of endodontics*. 1999;25(7):502-505.

- Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(3):363-368.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-211.
- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement: fifth-generation technology. *Dent Today.* 2013;32(4):94, 96-99.
- Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today.* 2001;20(10):60-67.
- Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endodontic Topics.* 2005;10(1):187-190.
- Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Akdogan G. Resistance to fracture of roots filled with three different techniques. *Int Endod J.* 2007;40(1):31-35.
- Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32(8):752-755.
- Saleh AA, Ettman WM. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *J Dent.* 1999;27(1):43-46.
- Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *J Adhes Dent.* 2010;12):343-371.
- Sanghvi Z, Mistry K. Design features of rotary instruments in endodontics. *The Journal of Ahmedabad Dental College and Hospital.* 2011;2(1):6-11.
- Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod.* 2005;31(4):283-287.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-165.
- Saw L-H, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod.* 1995;21(6):314-320.
- Schafer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endod Topics.* 2006;15(1):75-90.
- Schafer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1995;21(10):493-497.

- Schafer E, Vlassis M. 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*. 2004;37(4):239-248.
- Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1997;13(2):51-64.
- Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974;18(2):269-296.
- Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, Sabey KA. Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of endodontics*. 2015;41(5):725-728.
- Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*. 1992;18(7):332-335.
- Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*. 2009;42(3):208-213.
- Shemesh H, Van Soest G, Wu M-K, Wesselink PR. Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography. *J Endod*. 2008;34(6):739-742.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2012;38(3):376-380.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011a;37(7):997-1001.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011b;37(11):1566-1571.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*. 1997;23(8):503-507.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-cores systems. *J Prosthet Dent*. 1999;81(3):262-269.
- Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod*. 1990;16(10):498-504.
- Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod*. 1992;18(9):440-443.


- Soros C, Zinelis S, Lambrianidis T, Palaghias G. Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(2):e64-70.
- Stenman E, Spangberg LS. Machining efficiency of endodontic K files and Hedstrom files. *J Endod.* 1990;16(8):375-382.
- Surakanti JR, Venkata RCP, Vemisetty HK, Dandolu RK, Jaya NKM, Thota S. Comparative evaluation of apically extruded debris during root canal preparation using ProTaper™, Hyflex™ and Waveone™ rotary systems. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2014;17(2):129.
- Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod.* 1999;25(7):506-508.
- Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1988;4(5):190-196.
- Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of endodontics.* 2010;36(4):609-617.
- Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(5):646-52.
- Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod.* 1995a;21(8):418-421.
- Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 1997;23(3):141-145.
- Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int Endod J.* 1995b;28(2):68-76.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
- Tonami K, Takahashi H. Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin. *Dent Mater J.* 1997;16(2):156-169.
- Torabinejad M, Walton RE. Principles and practice of endodontics-Longitudinal tooth fracture. Place, Saunders Philadelphia, Published 2002; 513–8
- Torrise L. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. *Biomed Mater Eng.* 1999;9(1):39-47.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Rapisarda E, Tripi V, Condorelli GG, Marino R, Fragala I. Depositions of nitrogen on NiTi instruments. *J Endod.* 2002;28(7):497-500.

- Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(99-102).
- Türker SA, Uzunoğlu E, Aslan MH. Evaluation of Apically Extruded Bacteria Associated with Different Nickel-Titanium Systems. *J Endod.* 2015;41(6):953-5.
- Uzunoglu E, Aktemur S, Uyanik MO, Durmaz V, Nagas E. Effect of ethylenediaminetetraacetic acid on root fracture with respect to concentration at different time exposures. *J Endod.* 2012;38(8):1110-1113.
- Üstün Y, Aslan T, Sagsen B, Kesim B. The effects of different nickel-titanium instruments on dentinal microcrack formations during root canal preparation. *Eur J Dent.* 2015a;9(1):41.
- Üstün Y, Çanakçı B, Dinçer A, Er O, Düzgün S. Evaluation of apically extruded debris associated with several Ni–Ti systems. *Int Endod J.* 2015b;48(7):701-4.
- Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010;36(1):157-159.
- Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod.* 1991;17(7):338-342.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-351.
- Walton RE, Michelich RJ, Smith GN. The histopathogenesis of vertical root fractures. *J Endod.* 1984;10(2):48-56.
- Weiger R, Heuchert T, Hahn R, Löst C. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. *Endod Dent Traumatol.* 1995;11(5):214-219.
- White JD, Lacefield WR, Chavers LS, Eleazer PD. The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. *J Endod.* 2002;28(12):828-830.
- Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod.* 1997;23(8):533-534.
- Wu H, Peng C, Bai Y, Hu X, Wang L, Li C. Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals. *BMC oral health.* 2015;15(1):27.
- Wu MK, Fan B, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod.* 2000;26(4):210-216.

- Wu M-K, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(6):739-743.
- Wu M-K, Van Der Sluis L, Wesselink P. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *J Dent.* 2004;32(4):265-268.
- Wu MK, Wesselink P. A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J.* 2001;34(2):137-141.
- Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2009;42(7):621-26.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008; 41(4): 339-344.
- Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012;38(1):105-107.
- Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* 2012;38(2):232-235.
- You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36(12):1991-94.
- Yun H-h, Kim SK. 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.* 2003;95(2):228-233.
- Zandbiglari T, Davids H, Schafer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(1):126-131.
- Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Root Canal Preparation of Mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-Computed Tomographic Study. *J Endod.* 2014;40(11):1860-1864.
- Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013;29(1):42-54.

EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onay Raporu



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/97) 25.04.2014

Sayın : Yrd.Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Farklı yöntemlerle üretilmiş döner sistem ni-ti eğelerin vertikal kırık oluşturma düzeylerinin karşılaştırılması** başlıklı OMÜ KAEK 2014/663 Karar nolu Labarotuar çalışması nitelikli araştırma projeniz Amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre 24.04.2014 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanamadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra *başlanmasına* oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof.Dr.Abdülkerim BEDİR
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Başkanı

Ek 2: Hasta Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

ARAŞTIRMANIN ADI (ÇALIŞMANIN AÇIK ADI):

FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM Nİ-Tİ EĞELERİN VERTİKAL KIRIK OLUŞTURMA DÜZEYLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Gönüllünün Baş Harfleri << >>

Bir araştırma çalışmasına katılmanız istenmektedir. Katılmak isteyip istemediğinize karar vermeden önce araştırmanın neden yapıldığını bilgilerinizin nasıl kullanılacağına çalışmanın neleri içerdiğini ve olası yararlarını risklerini ve rahatsızlık verebilecek konuları anlamanız önemlidir Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırınız ve eğer istiyorsanız özel veya aile doktorunuzla konuyu değerlendiriniz. Eğer bir başka çalışmada da yer alıyorsanız bu çalışmada yer alamazsınız.

BU ÇALIŞMAYA KATILMAK ZORUNDAMIYIM?

Çalışmaya katılıp katılmama kararı tamamen size aittir. Eğer çalışmaya katılmaya karar verirsiniz imzalamanız için size bu Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu verilecektir. Katılmaya karar verirsiniz, çalışmadan herhangi bir zamanda ayrılmakta özgürsünüz. Bu durum sizin aldığımız tedavinin standardını etkilemeyecektir. Eğer isterseniz, bu klinik çalışmaya katılımınızla ilgili olarak hekiminiz / aile doktorunuz bilgilendirilecektir. Ayrıca destekleyici firma çalışmayı sonlandırmaya karar verirse bu durumda da çalışmadan çıkartılacaksınız.

ÇALIŞMANIN KONUSU VE AMACI NEDİR? Açıklayınız

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı kliniğimizde “**FARKLI YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ DÖNER SİSTEM Nİ-Tİ EĞELERİN VERTİKAL KIRIK OLUŞTURMA DÜZEYLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**” başlıklı çalışma yürütülecektir. Hastaların diş eti hastalığı veya ortodontik nedenlerden çektirmiş olduğu tek köklü ve kanallı dişlerden gelişimini tamamlamış, kırık veya çatlağı olmayan dişler toplanacaktır. Kök kanal tedavisinde kanalların genişletilip temizlenmesinde kullanılan kanal aletlerinin diş dokuları üzerinde oluşturduğu çatlak ve hasarlar incelenecektir. Bu hasarların dişte kırığa sebep olup olmadığı araştırılacaktır. Bu şekilde kanal tedavisi esnasında kullanılan aletlerin hangilerinin diş üzerinde olumsuz etkileri olduğu tartışılacaktır.

BENİM NE YAPMAM GEREKİYOR?

Çalışma doktorunuzun talimatlarına uymaya, randevu ve vizitelere katılmaya ve yukarıda anlatılan çalışmayla ilgili tüm işlemlere uymaya istekli olmalısınız. Çalışma doktorunuzu ziyarete belirlenen günlerde gelmelisiniz ve bir sonraki ziyaretiniz de, ziyaretten ayrılmadan önce planlanmalıdır. Yine çalışmadan önce veya çalışma sırasında aldığımız başka herhangi bir tıbbi tedaviyi de çalışma doktoruna söylemeniz önemlidir.

ÇALIŞMAYA KATILMANIN OLASI YARARLARI NELERDİR? (Varsa açıklayınız)

Kök kanal tedavisinde kullanılan aletlerinin diş dokusu üzerinde hasar veya çatlak oluşumu ve miktarının, oluşan çatlakların dişte dikey yönde kırık oluşumuna sebep olup olmadığının tespiti amaçlanmaktadır. Sonuç olarak ortaya çıkacak kanal aleti seçimi ile kanal tedavisi uygulanmış olan dişin daha uzun süre kullanılması sağlanmış olacaktır.

GÖNÜLLÜ KATILIM

Bu araştırmaya katılma kararımı tamamen gönüllü olarak veriyorum. Bu çalışmaya katılmayı reddedebileceğim veya katıldıktan sonra istediğim zaman, bu tedavi kurumunda göreceğim bakım ve tedaviler etkilenmeksizin ve hiçbir sorumluluk almadan ayrılabilirim bilincindeyim. Çalışmadan her hangi bir zamanda ayrılırsam, ayrılma nedenlerimi, ayrılışımın sonuçlarını ve izleyen dönemde alacağım tedavileri doktorumla tartışacağım.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE 24 SAAT ULAŞILABİLECEK KİŞİLER:

Ad, Soyadı ve telefon numaraları

Elif KALYONCUOĞLU Tel: 0505 737 37 66

Fatma FURUNCUOĞLU Tel: 0544 640 94 83

Çalışmaya Katılma Onayı

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabilirim ve kendi isteğime bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum. Doktorum saklamam için bu belgenin bir kopyasını çalışma sırasında dikkat edeceğim noktaları da içerecek şekilde bana teslim etmiştir.

Gönüllünün Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Açıklamaları Yapan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Arş. Gör. Dt. Fatma FURUNCUOĞLU ve/veya Yrd. Doç. Dr. Elif KALYONCUOĞLU

Gerekirse Olur İşlemine Tanık Olan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Gerekirse Yasal Temsilcinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Fatma FURUNCUOĞLU

Doğum Yeri: İzmit, Türkiye

Doğum Tarihi: 17.08.1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce (ÜDS: 74, YDS:67)

Eğitim Durumu:

İgsaş İlkokulu (Kocaeli), (İlköğretim), 1997

Marmara 2000 Koleji (Kocaeli)(Ortaöğretim-Lise), 2004

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (İstanbul), (Lisans) 2009

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı (Samsun), (Doktora) 2015

Çalıştığı Kurumlar:

Özel Körfez İnci Ağız Diş Sağlığı Polikliniği (Diş Hekimi) 2009-2010

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, (Arş. Gör.) 2011-2015

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0544 6409483

E-posta: dtfatma@yahoo.com