



**FARKLI NİKEL-TİTANYUM DÖNER ALET SİSTEMLERİNİN
FARKLI KİNEMATİKLERDE KULLANIMININ ENDODONTİK
TEDAVİ GÖRMÜŞ KÖKLERİN KIRILMA DİRENCİNE OLAN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Ahmet Demirhan UYGUN

Endodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Halit Aladağ

Uzmanlık Bitirme Tezi - 2015

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**Farklı Nikel-Titanyum Döner Alet Sistemlerinin
Farklı Kinematiklerde Kullanımının Endodontik
Tedavi Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Olan
Etkisinin İncelenmesi**

Ahmet Demirhan UYGUN

Endodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Bitirme Tezi

Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Halit Aladağ

ERZURUM

2015

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**Farklı Nikel-Titanyum Döner Alet Sistemlerinin Farklı
Kinematiklerde Kullanımının Endodontik Tedavi
Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Olan Etkisinin
İncelenmesi**

Ahmet Demirhan UYGUN

Tez Savunma Tarihi: 22/05/2015

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR (Karadeniz Teknik Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Doç. Dr. Meltem ÇOLAK TOPÇU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Doç. Dr. Hakan ARSLAN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ (Atatürk Üniversitesi)

Yedek Jüri Üyesi: Yrd. Doç. Dr. Aziz Şahin ERDOĞAN (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Bitirme Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

Dekan

Uzmanlık Bitirme Tezi

ERZURUM - 2015

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	III
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kök Kanal Boşluğunun Temizlenmesi Ve Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	4
2.1.1. El Aletleri.....	5
2.1.1.1. Tirnefler.....	5
2.1.1.2. Reamer.....	5
2.1.1.3. K-Tipi Eğeler	6
2.1.1.4. H Tipi Eğeler.....	7
2.1.2. Düşük Hızlı Döner Aletler.....	7
2.1.3. Motorla Kullanılan Nikel Titanyum Döner Aletler.....	8
2.1.3.1. Çalışmamızda Kullanılan Olan Ni-Ti Döner Alet Sistemleri.....	15
2.1.3.1.1. Protaper Universal Sistemi.....	15
2.1.3.1.2. Protaper Gold Sistemi.....	18
2.1.4. Üç Boyutlu Olarak Ayarlanan Motorla Kullanılan Aletler.....	19
2.1.5. Motorla Çalışan Resiprokal Sistemler	20

2.1.5.1. Çalışmamızda Kullanılan Resiprokal Sistemler	22
2.1.5.1.1. Waveone Sistemi.....	22
2.1.5.1.2. Twisted File Adaptive Sistemi.....	25
2.1.6. Sonik ve Ultrasonik Aletler	28
2.2. Endodontik Motorlar.....	29
2.2.1. Çalışmamızda Kullanılacak Olan Endodontik Motorlar.....	29
2.2.1.1. X-smart plus.....	29
2.2.1.2. Elements Motor.....	30
2.2.1.3. Satelec Endodual.....	31
2.3. Kök Kırıkları.....	32
3.MATERYAL VE METOT.....	35
3.1.Örneklerin Hazırlanması.....	35
3.2.Kırma Deneyinin Yapılışı.....	38
3.3. İstatistiksel Analiz.....	41
4.BULGULAR.....	42
4. 1. Kırılma Deneyi Bulguları.....	42
5.TARTIŞMA.....	45
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	59
KAYNAKLAR.....	60
EKLER.....	77
EK 1.ÖZGEÇMİŞ.....	77
EK-2.ETİK KURUL ONAYI.....	78

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde çok önemli bir yere sahip olan, saygıdeğer hocam Anabilim dalı Başkanı Doç. Dr. Meltem Çolak TOPÇU'ya, Bilgi ve deneyimlerini benimle her zaman içtenlikle paylaşan, güler yüzüyle içimizi aydınlatan danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ'a, uzmanlık eğitimimde sonsuz bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, saygıdeğer hocam Doç. Dr. Hakan ARSLAN'a, bilgisiyle her zaman bana yol gösteren değerli ağabeyim Yrd. Doç. Dr. İbrahim ERSOY'a, eğitimim süresince kendilerinden çok şey öğrendiğim, Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU, Doç. Dr. M. Sinan EVCİL ve Yrd. Doç. Dr. Aziz Şahin ERDOĞAN'a, asistanlığım boyunca beraber çalışmaktan keyif aldığım arkadaşlarım Dt. Fatih SEÇKİN, Dt. Elif Kol, Dt. Ruslan XELİLOV ve Dt. Candaş GÜNDOĞDU'ya, ve tüm asistan arkadaşlarıma ve tüm Endodonti Anabilim Dalı çalışanlarına,

Deney aşamasında yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Dt. Yahya GÜVEN ve Dt. Mustafa DÜZYOL'a, Desteğiyle her zaman yanımda olan, bana güç veren sevgili Dt. Latife ALTINOK'a, Uzmanlık eğitimim boyunca manevi desteklerinden dolayı değerli aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ahmet Demirhan UYGUN

ÖZET

Farklı Nikel-Titanyum Döner Alet Sistemlerinin Farklı Kinematiklerde Kullanımının Endodontik Tedavi Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Olan Etkisinin İncelenmesi

Amaç. Çalışmamızın amacı ProTaper Universal, ProTaper Gold, Twisted File Adaptive ve WaveOne Niti Döner Alet sistemlerini farklı kinematiklerde kullanarak yapılan preparasyonun dişlerin kırılma dirençlerine olan etkisini araştırmaktır.

Materyal ve Metot. Tek köklü ve tek kanallı 160 adet alt kesici dişler seçildi. Dişler mine-sement birleşim yerinden ayrıldıktan sonra örnekler 8 gruba ayrıldı (n:20) ve Grup 1 hariç diğer gruplarda 10 K-tipi eğe kök kanallarında ilerletildi, ve bu boydan 1 mm çıkartılarak çalışma uzunluğu belirlendi. 15 K-tipi eğe ile rehber yol oluşturuldu.

Grup 1: Enstrümente edilmedi. Grup 2: Bu grupta kök kanalları ProTaper Universal eğelerle devamlı rotasyon hareketinde (SY 360°) genişletildi. Grup 3: tüm kök kanalları ProTaper Universal F2 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) genişletildi.. Grup 4: Bu grupta kök kanalları ProTaper Gold eğelerle devamlı rotasyon hareketinde (SY 360°) genişletildi. Grup 5: tüm kök kanalları ProTaper Gold F2 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) genişletildi. Grup 6: Bu grupta kök kanalları Twisted file adaptive eğelerle rotasyon (SY600°-SYT0°) ve resiprokasyon hareketinde (SY 375°-SYT 50°) genişletildi. Grup 7: tüm kök kanalları Twisted file adaptive ML1 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) genişletildi. Grup 8: tüm kök kanalları WaveOne Primary eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SYT 170°-SY 50°) genişletildi.

Kökler koronal 8 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin içine gömüldü, örnekler periodontal ligamentleri taklit etmesi amacıyla elastomerik ölçü maddesi kullanıldı. Daha sonra örnekler Universal test cihazında 1mm/ dakika hızla çalıştırılarak örnekler kuvvet uygulandı. Örneklerde kırılmaya neden olan maksimum kuvvet değerleri(F-Max) belirlendi ve sonuçlar tek yönlü varyans analizi ve LSD testi kullanılarak istatistiksel değerlendirilmeye tabi tutuldu. ($p<0.05$)

Bulgular. Verilerin istatistiksel analizinde tek yönlü Varyans analizi (ANOVA) ($p<0.05$), gruplar arası farklılığın tespitinde LSD çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Kontrol grubu en yüksek kırılma direncine sahiptir ve ProTaper Universal, ProTaper Universal resiprokasyon ve ProTaper Gold ve ProTaper Gold resiprokasyon sistemleriyle arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark vardır. ($p<0.05$). TF Adaptive, TF Adaptive resiprokasyon ve WaveOne ile kontrol grubu arasında köklerin kırılmaya karşı dirençleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p<0.05$).

Sonuç. Çalışmamızda rotasyon veya resiprokasyon hareketiyle kök kanalları genişletilmesinin dişlerin kırılma direncinde olumlu veya olumsuz bir fark yaratmadığı görülmüştür fakat Protaper Universal, Protaper universal resiprokasyon, Protaper Gold ve Protaper Gold resiprokasyon gruplarının dişlerin kırılma dirençlerini azalttığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: ProTaper Universal, ProTaper Gold, Twisted File Adaptive, WaveOne, Resiprokasyon

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Different Nickel-Titanium Systems Using by Different Kinematics on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Roots

Aim. The purpose of this study is to evaluate the effect of ProTaper Universal, ProTaper Gold, Twisted File Adaptive and Waveone systems using by different kinematics on the fracture resistance of endodontically treated roots.

Material and method. For this purpose 160 mandibular incisors teeth with single root and single canal were chosen. After the teeth separated from the enamel-cement junction, the teeth were divided into eight groups (n=20). All groups except for group 1, the working length (WL) of the canals was determined by inserting a size 10 K-type file into the root canal terminus and subtracting 1 mm from this measurement. A glide path was performed via a size 15 K-type file.

Group 1: were not instrumented. Group 2: In this group, roots canal were prepared with ProTaper Universal instruments in continuous rotation (CW 360°). Group 3: The entire canal preparation was completed with a ProTaper Universal F2 file used in a reciprocating motion (CW 170°-CCW 50°). Group 4: In this group, roots canal were prepared with ProTaper Gold instruments in continuous rotation (CW 360°). Group 5: The entire canal preparation was completed with a ProTaper Gold F2 file used in a reciprocating motion (CW 170°-CCW 50°). Group 6: In this group, roots canal were prepared with TF Adaptive instruments in rotation (CW 600°- CCW 0°) and reciprocation (CW 370°-CCW 50°). Group 7: The entire canal preparation was completed with a TF Adaptive ML1 file used in a reciprocating motion (CW170°-CCW50°). Group 8: The entire canal preparation was completed with a Waveone Primary file used in a reciprocating motion (CCW 170°-CW 50°).

The roots were mounted in acrylic supports in exposing 8 mm of the coronal part, and the periodontal ligament was simulated using elastomeric impression material. Vertical loading was carried out with a ball-ended steel cylinder fitted on a universal testing machine at 1 mm/min crosshead speed. The maximum force at fracture (F-max) and the fracture were recorded for each root and the measurements were analyzed by ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$).

Results. Obtained data were statistically analysed using one-way Anova and Tukey's tests. The Multiple Tukey test the determination of differences among the groups was performed using. The control group presented the highest fracture resistance and differed significantly from ProTaper Universal, ProTaper Universal reciprocation, ProTaper Gold and Protaper Gold reciprocation groups ($p < 0.05$). There were no significant differences in fracture resistance between control group, and TF Adaptive, TF Adaptive resiprokasyon and WaveOne ($p < 0.05$).

Conclusion. No significant difference existed when files were used in reciprocation or a rotation motion. However, significantly more force was needed to fracture the roots when WaveOne and TF Adaptive files were used ($P \# .05$). The results suggest that instrumentation with ProTaper Universal, ProTaper Universal reciprocation, ProTaper Gold and ProTaper Gold reciprocation groups significantly weakens the tooth structure to fracture.

Key Words: ProTaper Universal, ProTaper Gold, Twisted File Adaptive, WaveOne, Reciprocation

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

N: Newton

°: Derece

mm: Milimetre

ml: Mililitre

dk: Dakika

TF: Twisted File

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

EDTA: Etilendiamin Tetraasetik Asit

SY: Saat Yönüne

SYT: Saat Yönünün Tersine

Res: Resiprokasyon

NiTi: Nikel-Titanyum

SAF: Self Adjusting File

µm: mikrometre

ISO: International Organization for Standardization

ANSI: American National Standards Institute

rpm: Rotary per minute

ANOVA: Tek yönlü varyans analizi (one way analysis of variance)

LSD: En küçük anlamlı farklılık testi (least significant difference)

MPa: Megapascal

kHz: Kilohertz

C: santigrat



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Tirnef.....	5
Şekil 2.2.30 numaralı bir reamer.....	6
Şekil 2.3. 30 numaralı bir K-tipi eğe.....	6
Şekil 2.4. 30 numaralı bir H-tipi eğe.....	7
Şekil 2.5. Gates glidden frezi.....	8
Şekil 2.6. 0.2 Konikliğe sahip bir kanal aletinin çalışan kısmı her mm'de eğe çapındaki artış.....	12
Şekil 2.7. Bir Kanal aletinde, kesici Kenarlar, Heliks Açısı, Yiv ve Marjinal Genişlik.....	12
Şekil 2.8. Kesici Kenar, Heliks Açısı, Yiv, Rölyef Alanı, Marjinal Genişlik.....	13
Şekil 2.9. Negatif Kazıyıcı Açığı ve Pozitif Kesici Açığı.....	14
Şekil 2.10. ProTaper Universal eğesinin dışbükey üçgen kesiti.....	16
Şekil 2.11. ProTaper Universal F3, F4 ve F5 eğelerinin azaltılmış kesiti.....	16
Şekil 2.12. ProTaper Universal eğeleri.....	17
Şekil 2.13. Protaper Gold eğeleri.....	19
Şekil 2.14. ProTaper Universal ile aynı kesici olmayan uç tasarımına ve kesite sahip olan ProTaper Gold aleti.....	19
Şekil 2.15. SAF eğesi.....	20
Şekil 2.16. WaveOne Eğeleri.....	22

Şekil 2.17. WaveOne eğesinin koronal dışbükey üçgen kesiti ve apikal modifiye dışbükey üçgen kesiti.....	23
Şekil 2.18. TF Adaptive eğeleri.....	25
Şekil 2.19. TF Adaptive eğesini hareket prensibi.....	26
Şekil 2.20. TF Adaptive eğelerinin apikal genişlikleri ve koniklikleri.....	27
Şekil 2.21. X-Smart Plus endodontik motor ve WaveOne programı.....	30
Şekil 2.22. Elements motor ve TF Adaptive programı.....	31
Şekil 2.23. Satelec Endodual motor ve resiprokal hareket programı SY170° -SYT50° ..	32
Şekil 2.24. Vertikal kök kırığı.....	32
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Universal Eğeleri SX, S1, S2, F1, F2....	36
Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Gold Eğeleri SX, S1, S2, F1, F2.....	37
Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan Tf Adaptive eğeler SM1, SM2, ML1.....	37
Şekil 3.4. Çalışmamızda Kullanılan WaveOne Primary	38
Şekil 3.5. Akrilik rezine gömülmüş örnekler.....	38
Şekil 3.6. Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla kullanılan ölçü maddesi.....	39
Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan Universal test cihazı.....	40
Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan örneklerden biri.....	40
Şekil 3.9. Çalışmamızda kırma testi için kullanılan 3,6 mm çapa sahip küre şeklindeki paslanmaz çelik uç	41

Şekil 4.1. Kırılma değerlerinin sütun grafikte karşılaştırılması.....43

Şekil 4.2. Çalışmamızdaki Dişlerin Kırılma tipleri.....44



TABLolar DİZİNİ

Tablo No

Sayfa No

Tablo 1. Kırılma değeri ve standart sapmaları.....43



1. GİRİŞ

Geçmişten günümüze kadar tüm güvenilir endodontik teknikler; kök kanallarının tam olarak boşaltılması, dezenfeksiyonu ve kök kanalının tamamının sızdırmaz bir şekilde doldurulması üzerine inşa edilmiştir. Bu üçlü, endodontik triad diye adlandırılmaktadır. Modern endodonti; biyolojik, anatomik, ve mekanik özelliklere daha fazla önem vererek bu üçlüyü tam olarak boşaltma ve şekillendirme, mekanik dezenfeksiyon ve kanal dolgusu şeklinde modifiye etmiştir.^{1, 2, 3, 4, 5} Kök kanallarının temizlenmesi, endodontik tedavide büyük önem taşır. 1898'de Eberly'nin söylediği "Kanala ne doldurulduğu değil kanaldan ne çıkarıldığı önemlidir" sözü, doldurma işleminin ne kadar iyi olursa olsun şekillendirmedeki hatayı telafi edemeyeceğini göstermektedir.⁶

Kanal dolgusu olarak en bilinen yöntem olan guta-perka ve kanal patı kullanılacaksa, kanallar en dar ebatları apikalde olan konik bir şekilde şekillendirilmelidir.⁷ Kök kanallarının şekillenmesinde kullanılan ve paslanmaz çelikten yapılan aletler yapısal özelliklerinden dolayı kanallarda istenmeyen formların oluşmasına yol açabilir.^{8, 9, 10}

Kök kanal sisteminin şekillendirilmesinde en önemli hususlardan biri kök kanal anatomisinin korunmasıdır. Bu amaçla yeni birçok alet geliştirilmektedir. Yapılan birçok araştırmaya göre nikel-titanyum (NiTi) döner aletler el aletlerine kıyasla daha hızlı, daha koruyucu, daha iyi kanal temizliği ve yuvarlak kanal şekillendirme özelliğine sahiptir.¹¹ ^{12, 13, 14} NiTi döner aletlerin bu özellikleri esnekliğinden ve spesifik geometrik tasarımlarından kaynaklanmaktadır.¹⁵ Ancak NiTi aletlerinin kullanımının hala yüksek oranda kırık riskine sahip olduğu kabul edilmektedir.^{16, 17} Adorno ve ark.¹⁸ yaptığı bir

çalışmada kök kanallarının hazırlanmasının tek başına kökün yapısını anlamlı derecede zayıflattığı ve kökün apikal kısmında çatlaklara neden olduğu bildirilmiştir.

NiTi döner aletlerden yıllardır kullanılmakta olan ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), aktif kesme hareketine ve koronale doğru daha çok dentin kaldırmasını sağlayan dışbükey üçgen kesitsel tasarıma ve değişken konikliğe sahip aletlerdir.¹⁹ Bununla birlikte ProTaper Universal sisteminin diğer NiTi sistemlerine oranla daha çok dentin hasarına sebep olduğu bildirilmiştir.²⁰

Daha az kanal aleti kullanılarak daha iyi kanal hazırlanması için son yıllarda tek ege sistemleri geliştirilmektedir ve bunlardan biride özel bir hareket olan resiprokasyonla kullanılan WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemidir. Bu resiprokasyon hareketinin konvansiyonel rotasyon hareketine kıyasla dentin için daha güvenli olduğu iddia edilmektedir.²¹

Twisted File Adaptive (TF Adaptive:Axis/SybronEndo, Orange, CA, ABD) hem rotasyon hemde resiprokasyon hareketi yapan yeni bir kök kanal şekillendirme sistemidir. Minimal veya hiçbir kuvvet yokken rotasyon hareketi yaparken, dentine sıkıştığında veya bir baskı ile karşılaştığında resiprokasyon hareketi yapar. Üreticinin iddiasına göre bu aletler R-Phase olarak adlandırılan ısıtma işlem görmüşlerdir.²² ProTaper Universal ve WaveOne sistemlerine göre daha az dentin çatlağına neden olduğu rapor edilmiştir.²³

Vertikal kök kırığı nadir gerçekleşen bir durum olmasına rağmen genellikle diş kaybına neden olan büyük bir problemdir. ^{24, 25, 26} Kanal dolun işlemleri ve post uygulamaları vertikal kök kırığına sebep olur, ^{27, 28, 29, 30} ayrıca final kanal şekli, kanal genişletme derecesi ve kök yüzeyindeki düzensizlik ve defektlerde kök kırığına sebep olur.³¹

Farklı NiTi döner aletlerle şekillendirilmiş köklerin kırılma direnciyle ilgili literatürde sınırlı bilgi mevcuttur. Bu çalışmanın amacı, ProTaper Universal, ProTaper

Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK), WaveOne ve TF Adaptive döner aletleri ile kök kanal şekillendirmesi yapılan köklerin kırılma dirençlerini araştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

Mekanik preparasyon kök kanal tedavisinde diğer tüm işlemlerin başarısını etkilemektedir ve mekanik boşaltma, irrigan ve ilaç kullanımı için yeterli boşluk sağlanması ve kanal geometrisinin dolgu için en uygun şekle getirilmesini amaçlar.

Endodontik tedavi sırasında en çok çaba gösterilen ve zaman alan tedavi evresi kanalların şekillendirilmesidir. Birçok klinik olguda uygun olmayan giriş kavitesi preparasyonu ve yetersiz kanal genişletmesi nedeniyle, kanal dolgusu için gereğinden fazla zaman harcanmaktadır. Kök kanallarının şekillendirilmesi, pulpa dokusu, pulpa taşları, ve dentikeller ve mikroorganizmaların alınması dahil, yumuşak ve sert dokuların alınmasını kapsamaktadır. Klinik başarı, kök kanal sisteminin olabildiğince boşaltılması, etkili ve kalıcı bir şekilde doldurulmasını sağlayan gereçler ve yöntemlerin uygulanması ile artmaktadır.³²

2.1. Kök Kanal Boşluğunun Temizlenmesi ve Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

- Grup 1; el aletleri (tirnerfler, K-tipi ve H-tipi eğeler),
- Grup 2; düşük hızlı aletler. Bu gruptaki aletlere Gates-glidden ve Peeso-reamer frezleri örnek olarak verilebilir. Bu aletler koronal şekillendirme için kullanılırlar ve kesinlikle kanal kurvatüründe kullanılmamalıdır,
- Grup 3; motorla kullanılan NiTi döner aletler. Günümüzde kullanılan çoğu döner alet bu gruba dahildir. Bu aletler kanal içinde güvenli bir şekilde kullanılabilir ve kanal kurvatürüne adapte olabilirler.
- Grup 4; kök kanalına üç boyutlu bir şekilde adapte olabilen döner aletler. Diğer NiTi aletler gibi kök kanalına uzunlamasına adapta olabilmesinin yanı sıra kök kanalının enine kesitine de adapte olabilir. Bu grupta sadece Self Adjusting File bulunmaktadır.

- Grup 5; motorla kullanılan resiprokal aletler,
- Grup 6; ultrasonik aletler.³³

2.1.1. El Aletleri

2.1.1.1. Tirnerfler

Paslanmaz çelik telden üretilmişlerdir. Düz veya dikenli tipleri vardır (Şekil 2.1.). Düz tipleri kanalda yol bulucu olarak kullanılmaktadır. En küçük tirnerf, dikenli çıkıntılılarıyla beraber #25 numaralı alet ebadında üretilmektedir. Tirnerfler kırılmaması için uygulanabilecekleri genişlikteki kanallarda uygulanmalıdır.

Tirnerflerin vital veya nekrotik pulpa dokusunu ve debrisleri alması ayrıca kanalda eğelerle çalışmadan önce kitlenin büyük bir bölümünü çıkarması istenmektedir.

Tirnerfler kanaldan pansuman malzemeleri, paper pointler ve guta-perka parçalarının çıkarılmasında da kullanılır.³⁴



Şekil 2.1. Tirnerf

2.1.1.2. Reamerlar

Reamerların kullanım şekli penetrasyon, rotasyon ve retraksiyon olmak üzere üç aşamalıdır. Alet kanala yerleştirildiğinde direnç hissedilen noktada saat yönünde (SY) dörtte birlik (90^0) çevrilmesiyle, kesici kenarları dentini kavrar. Bu hafif dayanma-çevirme hareketinin sonunda, dışarı çekilmesiyle kanala yuvarlak ve konik bir şekil verilir.³⁵

Reamerlar eğimli kanalların şekillendirilmesi konusunda istenmeyen transportasyonlara ve kanal düzleşmesine sebep olabilirler (Şekil 2.2.). Sonuç olarak tek başına kullanılmaması önerilmektedir.³⁶



Şekil 2.2. 30 numaralı bir reamer

2.1.1.3. K-Tipi Eğeler

İlk 1915’de Kerr firması tarafından piyasaya sürülmüşdürler.³⁷ Kare şeklindeki paslanmaz çelik telin burulmasıyla elde edilir (Şekil 2.3). Reamerlara benzemektedir ancak birim uzunlukta daha çok yive sahiptir. Bu yüzden K-tipi eğeler reamerlardan daha fazla kesme yeteneğine sahiptir.

Esas olarak döndürme hareketi yapmadan kullanılır, ancak döndürme hareketiyle de (reaming motion) kullanılabilir.

Bazı araştırmalarda zip ve eğrilik meydana getirdiği görülsede, K-tipi eğeler iyi kesme yeteneği ve fleksibilitesi nedeniyle kullanımı önerilmektedir.³⁸



Şekil 2.3. 30 numaralı bir K-tipi eğe

2.1.1.4. H-Tipi Eğeler

H-tipi eğeler sadece çekme hareketiyle kullanıldığında kesme yapmasına olanak veren spiral kenarlara sahiptir (Şekil 2.4.). Daha yüksek pozitif kesme açısına sahip olduğundan K-tipi eğelerden daha fazla kesme kabiliyetine sahiptir. H-tipi eğeler döndürülmesiyle beraber K-tipi eğelere nazaran daha yüksek oranda strese maruz kalır. Bu stres, çatlak başlangıçlarına veya yorulma hatalarına neden olur. Bu yorulma hataları K-tipi eğelerde oluşan yiv bozulmaları olmadan aniden gerçekleşir.

H-tipi eğeler saat yönünde döndürüldüğünde veya çekildiğinde verimsizdir çünkü keskin kenarlara sahiptir ve bu da aletin vidalanmasına sebep olur. Bu yüzden alet kırılmasından kaçınılmasında bu konuda dikkatli olunmalıdır.³⁹



Şekil 2.4. 30 numaralı bir H-tipi eğe

2.1.2. Düşük Hızlı Döner Aletler

Bu gruptaki aletler kök kanal boşluğunu şekillendirmek, kök kanal dolgu materyallerini uzaklaştırmak ve post boşluğu hazırlamak için kullanılırlar. Bu gruptaki aletlere Gates-Glidden frezleri örnek olarak verilebilir (Şekil 2.5.) . Bu frezler ilk olarak 1885’de üretilmişlerdir. Paslanmaz çelikten üretilirler fakat son yıllarda NiTi’den üretilenleri de vardır. Bu aletler sadece kök kanalının koronal ve düz kısımlarında kullanılmalıdır.⁴⁰ Lateral kuvvetlerle ve eğimli kanallarda bu aletler kullanıldığında perforasyon riski vardır.⁴¹



Şekil 2.5. Gates-glidden frezi

2.1.3. Motorla Kullanılan NiTi Döner Aletler

Kök kanalının apikal kısmının şekillendirilmesinde döner aletler ilk olarak Oltramare tarafından kullanılmıştır. Bu sistemi bir el aletine yerleştirilen dikdörtgen kesite sahip ince iğnelerin apikale kadar pasif bir şekilde yerleştirilmesinden sonra rotasyon hareketinin başlaması şeklinde tanımlamıştır. Genellikle pulpa kalıntılarının uzaklaştırılmasında ve alet kırılmasını önlemek amacı ile yalnızca ince iğnelerin kullanılması gerektiğini savunmuştur.

1889'da William H. Rolins bir el aleti geliştirmiş ve özel olarak tasarlanmış iğneleri 360° rotasyon hareketi ile kullanmıştır. Alet kırılmasını önlemek amacı ile hız 100 rpm olarak sınırlanmıştır. İlerleyen yıllarda buna benzer birçok sistem geliştirilmiştir. 1928 yılında Avustralyalı şirket W&H (Bürmoos, Avusturya) rotasyonel ve vertikal hareketin kombine edildiği bir sistem piyasaya sunmuştur. 1958'de Racer (W&H) ve

1964'te Giromatic sistemi üretilmiştir. Giromatic sistemi diğer sistemlerden farklı olarak 90° lik resiprokal hareket yapmaktadır.

Canal Finder sistemi (S.E.T, Gröbenzell, Almanya) ile endodontik tedavide ilk defa kısmi elastikiyetin sağlandığı bir hareket geliştirilmiştir. Kanal aletinin vertikal yöndeki hareketinin şiddeti, hıza ve aletin kanalda karşılaştığı dirence bağlı olarak, 90° rotasyonel hareketin devreye girdiği bir sistem sunulmuştur. Canal Finder ile ilk defa kanal anatomisinin ve kök kanal çapının, şekillendirme tekniği üzerindeki etkisi dikkate alınmıştır. Daha sonra piyasaya sunulan, lateral osilasyon hareketi ile çalışan Excalibur (W&H, Bürmoss, Avusturya) ve yukarı yönde eğeleme hareketi ile çalışan Endoplaner (Microna, Spreitenbach, İsviçre) modifiye hareket ile çalışan sistemlere örnek olarak verilebilirler.⁴²

Bu sistemlerle beraber paslanmaz çelik kanal aletleri bir takım dezavantajlarına rağmen uzun yıllar kullanılmıştır. 1960'da Naval Ordinance Laboratuvarında "NİTİNOL" aletler geliştirilmiştir. Alaşımı oluşturan metaller (nikel-titanyum) ve laboratuvarın baş harflerinden dolayı bu ismi alırlar.⁴³ Bu aletler daha sonraları NiTi olarak adlandırılmıştır. İlk olarak Walia ve ark.¹⁵ tarafından yapılan çalışmalar sonucunda, paslanmaz çelik aletler popülaritesini kaybetmiş, 1990'lı yıllarda endodontide döner aletlerle kullanılmak üzere sunulan NiTi aletler piyasaya çıkmaya başlamıştır.

Uzun yıllar kullanılan paslanmaz çelik aletlerin terk edilmesindeki sebep, bu alaşımdan yapılan aletlerin düşük esneklik özelliğine sahip olmalarıdır. Paslanmaz çelik aletlerin özellikle kalınlıklarının artmasıyla esnekliklerinin azalması, şekillendirme sırasında komplikasyonlar meydana gelmesine sebep olmaktadır. Özellikle kurvatürlü kanallarda, paslanmaz çelik aletlerin orijinal şekline dönme eğilimi sonucu, kurvatürün dış tarafından iç tarafına oranla daha fazla dentin kaldırılacaktır. Bunun sonucunda, kök kanalında düzleşme meydana gelir. NiTi alaşımdan üretilen aletler ise süperelastisite

özelliğine sahip olmalarından dolayı kanalın orijinal aksından sapma görülmemekte veya çok az düzeyde görülmektedir.⁴⁴

İlk imal edilen NiTi alet serisi “Lightspeed”tir. Kanal aletinin hızı arttığında hafif bir dokunma gerektiğinden bu adı almıştır. 0,25-1,75 mm’lik kafa bölümü ucu kesmeyen şekilde hazırlanmıştır. 1500 devir/dk’da fonksiyon görür. Canal Master U’nun NiTi şeklidir ve onun gibi ara boyutları vardır. Sistemde NiTi aletlerin esneklik ve direncinden dolayı, devrin 1/10 (750-2000 devir/dk) azaltılması gerekir.⁴⁵

Mespadden tarafından tasarlanan ve Analytic firması tarafından üretilen Quantec ve Johnson tarafından geliştirilen Profile ilk olarak çeşitli konikliklerde üretilen NiTi döner alet serileridir.⁴⁶ Bu döner alet sistemlerinin metal içerikleri, tasarımları ve kullanım yöntemleri sürekli olarak geliştirilmektedir. ProTaper Universal, ProTaper Next, ProTaper Gold, K3, Twisted File, One shape, Flexmaster, Mtwo, Revo-s ve Race gibi günümüzde farklı endodontik motorlarla kullanılmakta olan sistemlere örnek olarak verilebilirler.

NiTi kanal aletlerinde kullanılan alaşımlar yaklaşık olarak 56% nikel, 44% titanyumdan oluşmaktadır. Bazı alaşımlarda, %2 oranından daha az bir miktarda nikel, kobalt ile yer değiştirmiştir. NiTi alaşımların en önemli özellikleri şekil hafızasına ve süperelastisiteye sahip olmalarıdır. NiTi alaşımların kristal yapısı yüksek ısılarda (100°C) stabildir. Bu yapıdaki haline ostenit faz veya parent faz denir. Isı düşürüldüğünde kristal yapıda değişiklikler meydana gelir ve martensit faza veya daughter faza geçiş olur. Aynı reaksiyon stres altında da oluşmaktadır. Yani bir kanal aletini düşünecek olursak, şekillendirme sırasında stres altına giren aletin ısısı artmakta ve ostenit faza geçmektedir. Alet kanaldan çıkarıldığında orijinal şekline geri döner, stres ortadan kalkar ve tekrar martensit faza geçilir. Bu özellik ‘şekil hafızası’ olarak tanımlanır.⁴⁷

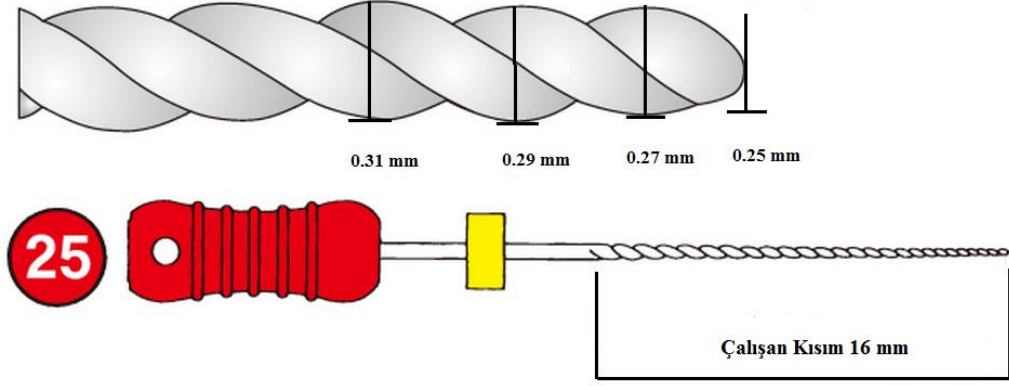
NiTi döner alet sistemleriyle beraber, aletlerin metal özelliklerine bağlı gelişen komplikasyonlar da azalmıştır. Hem alet dizaynlarında hem de alaşım özelliklerinde yapılan yenilikler ile birçok döner alet sistemi piyasaya sunulmaktadır, aletlerin kesme özellikleri ve kırılmaya karşı dirençlerinin artırılması için bu sistemler her geçen gün geliştirilmektedir. Bu çeşitlilik içerisinde her sistemin kendi içinde avantajlara ve dezavantajlara sahip oldukları göz önünde bulundurulmalıdır.⁴⁸

NiTi kanal aletlerinin anlaşılabilmesi için bazı özelliklerin bilinmesi gerekir. NiTi döner sistemler kendilerine özgün tasarım özellikleri göstermektedir. Bu özelliklerin başlıcaları; uç tasarımı, koniklik dizaynı, yiv, kesici kenar, marjinal genişlik/land, heliks açısı, eğiklik/rake açısı ve kesme açısı/etkili eğiklik açısıdır.⁴⁹

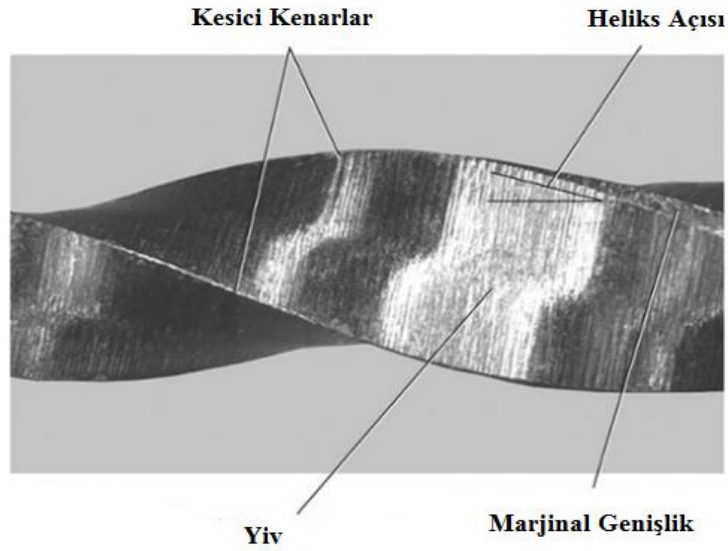
NiTi döner aletler, kesici, kısmen kesici ve kesici olmayan olmak üzere üç tip uç tasarımına sahiptir. Bu üç tip arasında belli bir ayırım bulunmamaktadır. Kesici uç yapısına sahip NiTi döner aletin eğri kök kanalı içerisinde uzun süre tutulmasıyla kök kanalının orijinal ekseninde transportasyon meydana gelebilir. Diğer yandan kesici olmayan uca sahip alet, kanal içerisine doğru zorlanırsa alet kırığına neden olunabilir.

Kanal aletinin ucuyla sap kısmı arasında bulunan ve kesici spirallerin bulunduğu gövde kısmı çalışan kısım olarak adlandırılır. Kanal aletinin ucundan sapına doğru çalışan kısım boyunca her milimetredeki çap artış miktarına koniklik veya taper denmektedir. Örneğin, %2 konikliğe sahip #25 alet uçtan itibaren 1. mm' de 0.27 mm çapa, 2. mm' de 0.29 mm çapa ve 3. mm' de 0.31 mm çapa sahiptir (Şekil 2.6.) . Bazı döner aletlerde koniklik yüzde olarak ifade edilir (örneğin %2 koniklik #.02 koniklidir). Geçmişte ISO (International Organization for Standardization) standartlarına göre aletlerin koniklik açıları %2 ve çalışan kısımlarının uzunluğu 16 mm iken, günümüzde kanal aletlerin koniklik açıları ve çalışan kısımlarının uzunlukları geniş bir çeşitlilik göstermektedir.

Kanal aletinin kesit alanının bilinmesi, klinisyene aletin boyutunu ve karşılaşacağı stresi belirlemede yardımcı olur.⁴⁹

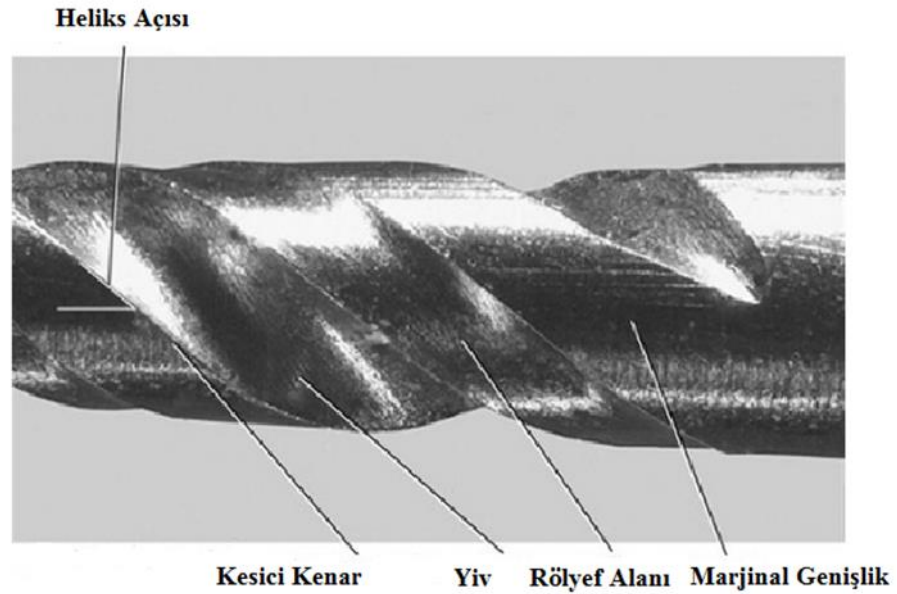


Şekil 2.6. 0.2 Konikliğe sahip bir kanal aletinin çalışan kısmı ve her mm'de alet çapındaki artış



Şekil 2.7. Bir kanal aletinde, Kesici Kenarlar, Heliks Açısı, Yiv ve Marjinal Genişlik⁴⁹

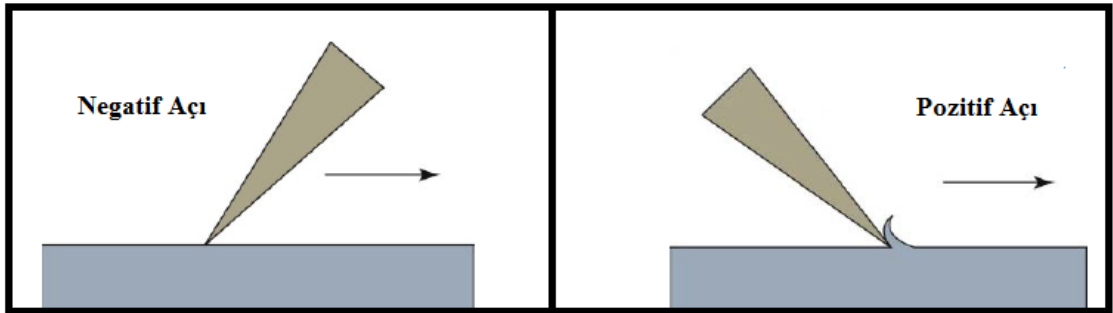
Yiv, kanal aletinin çalışan kısmındaki oluktur. Yumuşak doku ve dentin artıklarından oluşan debris yivler yardımıyla kanal dışına taşınır. Yivin etkinliği, derinliğine, genişliğine ve yüzey yapısına bağlıdır. Alet tasarımında diğer bir özellik de kesici kenardır (Şekil 2.7.). Alet dönerken oluğu takip eden en geniş çaplı yüzey, kanal aletinin kesici kenarını ya da bıçak kısmını oluşturur. Kesici kenar, aletin dönmesiyle birlikte etkinleşir, kanal duvarından debris çıkarır ve yumuşak dokuyu koparır. Aletin etkinliği temas açısı ve keskinliğine bağlıdır. Diğer bir özellik olan marjinal genişlik (radyal alan), merkezi eksenenden aksiyal olarak çıkıntı oluşturan ve yivler arasındaki kesici kenar boyunca devam eden yüzeydir. Marjinal genişlik, kanal duvarlarına temas eder ve aletin kanal içerisindeki vidalanma etkisini, kanal transportasyonunu ve mikro çatlakları engeller ve kesme derinliğini sınırlandırır. Kanal aletini kanalın merkezinde tutan, uç ve marjinal genişlik tasarımlarıdır. Marjinal genişlik, aletin sürtünme direncini ve dayanıklılığını etkilemektedir. Kanal aletinin dayanıklılığını artırmak için, marjinal genişlik artırılabilir. Sürtünme direncini azaltmak için ise marjinal genişlik yüzeylerinin bir kısmı azaltılarak rölyef alanları oluşturulur (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Bir kanal aletinde Kesici Kenar, Heliks Açısı, Yiv, Rölyef Alanı, Marjinal Genişlik⁴⁹

Heliks açısı, aletin kesici kenarının aletin uzun eksenine yaptığı açıdır. Bu açı, yivde biriken debrisin kök kanalından uzaklaştırılma kapasitesini ve döner aletlerin performansını etkileyen bir özelliktir. Sabit heliks açısı; debrisin, aletin koronal kısmında birikmesine ve aletin kök kanalı içinde vidalanmasına neden olur. Heliks açısı değişirse, debrıs daha etkili şekilde uzaklaştırılır ve aletin vidalanma ihtimali azalır.

Diğer bir özellik olan eğiklik (rake) açısı, kanal aletinden yatay bir kesit alındığında, aletin yarıçapı ile kesici kenarının yaptığı açıdır. Eğer kesici kenar ve kanal duvarının oluşturduğu açı genişse, eğiklik açısı pozitif veya kesici olarak, açı darsa eğiklik açısı negatif veya kazıyıcı olarak adlandırılır (Şekil 2.9.). Kesme açısı ya da etkili eğiklik açısı, kanal aleti kesici kenara dik kesildiğinde kesici kenar ile yarıçapın oluşturduğu açıdır ve kanal aletin kesme etkinliğinin daha iyi bir belirleyicisidir. Eğiklik açısı ile kesme açısı terimleri birbirinin yerine kullanılmakla birlikte, aslında farklı açıları ifade etmektedir. Eğer aletin yivleri simetrikse, eğiklik açısı ve kesme açısı aynıdır.⁴⁹



Şekil 2.9. Negatif Kazıyıcı Açı ve Pozitif Kesici Açı⁴⁹

Bu aletler günümüzde farklı şekillerde karşımıza çıkmaktadır. Bununla beraber ISO ve ANSI (American National Standards Institute) standartlarına göre sınıflandırılmaktadır. Aletlerin kaliteleri, ebatları, fiziksel özellikleri ve imalleri için

kullanılan materyaller bu standartlarda bildirilmiştir. Her bir aletin çap ve konikliği, ebatlarda artış miktarı, kesici uçtaki aletin çapına göre numaralandırma sistemi bunlara dahildir. Ayrıca renk kodlaması da yapılmıştır.

Döner NiTi sistemleriyle çalışırken uyulması gereken kurallar bu şekilde sıralanabilir:

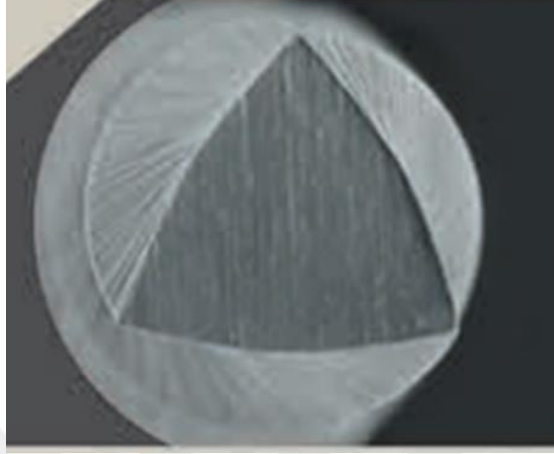
1. Çalışma esnasında çok az basınç uygulanmalıdır. Uygulanan kuvvet sivri uçlu bir kurşun kalemin ucunu kırmadan yazı yazabilmek için uygulanan kuvvete eşdeğer olmalıdır.
2. Alet hiçbir zaman apikale doğru zorlanmamalıdır.
3. Her alet kanal içerisinde en fazla 3-5 saniye tutulmalıdır.
4. Aletler kanal içerisine dönerken sokulmalı ve çıkarırken yine dönme işlemi devam etmelidir.
5. Apikale doğru ilerletme işlemi saniyede 1 mm' den fazla olmamalıdır.
6. Diğer kanal aletlerinde olduğu gibi NiTi uçlar da her kullanım öncesi kontrol edilmelidir. Aletlerin yapısında bir bozulma gözleendiğinde alet tekrar kullanılmamalıdır.⁵⁰

2.1.3.1. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Alet Sistemleri

2.1.3.1.1. ProTaper Universal Sistemi

En çok tercih edilen ve literatürde hakkında birçok çalışma olan NiTi döner alet sistemidir. ProTaper Universal, 3 adet şekillendirme ve 3 adette bitirme eğesinden oluşan özgün bir sistemdir. Daha sonra 2 tane bitirme eğesi ve ayrıca retreatment eğeleri sisteme eklenmiştir. ProTaper Universal sistemi Dr. Cliff Ruddle, Dr. John West ve Dr. Pierre Machtou tarafından tasarlanmıştır. Çapraz kesitinde bu sistem radyal alanı bulunmayan ve keskin kesici kenara sahip modifiye K-tipi eğeye benzetmektedir (Şekil 2.10.), bu sayede küçük aletler için yeterli esneklik ve sabit bir gövde oluşturmaktadır. Büyük

aletleri içinse daha az bir esneklik söz konusudur. Alet uzun aksı boyunca değişken konikliğe sahiptir. İlk üç şekillendirme eğesi, koronale doğru artan konikliğe sonraki beş bitirme eğesi ise tam tersi bir dizayna sahiptir..⁵¹



Şekil 2.10. ProTaper Universal aletinin dışbükey üçgen kesiti⁵²



Şekil 2.11. ProTaper Universal F3, F4 ve F5 aletlerinin azaltılmış kesiti⁵²

S1 ve S2 numaralı şekillendirme eğelerinin uç çapı 0,185 ve 0,2 mm'dir ve 14 mm kesici kenara ve kısmen aktif uçlara sahiptir. Bitirme eğelerinin uç çapları ise 0.2, 0.25, 0.3, 0.4, 0.5 mm ve koniklik açıları ise %7, %8, %9, %5 ve %4'tür (Şekil 2.12.).



Şekil 2.12. ProTaper Universal aletleri

Aletin dışbükey üçgen kesiti dentinle arasında olan temas alanını azaltır. Son üç bitirme eğesi F3, F4 ve F5' in kesitleri esneklik kazanması için azaltılmıştır (Şekil 2.11.) Bu yivleri ve heliks açısının dengeli tasarımından kaynaklanmaktadır. ProTaper Universal sistemi 250 ve 300 rpm hızda kullanılabilir. Bu aletler, el aletleri veya özel döner aletlerle rehber yol oluşturularak iki türlü kullanılabilir. Ayrıca lateral fırçalama hareketi ile kullanılması daha sonra kullanılacak olan bitirme eğelerinin kırılmasını engellemektedir.⁵³ Bitirme aletleri fırçalama hareketi ile kullanılmamaktadır, sadece ileri geri hareketle kullanılmalıdır.

ProTaper Universal sisteminin şekillendirme protokolü:

1. Giriş kavitesi açıldıktan sonra pulpa odası sodyum hipoklorit (NaOCl) ile doldurulur.
2. Tahmini kanal boyunun 2/3' ünde ISO #10 FlexoFile ile başlangıç radyografisi alınır.
3. #15 ve #20 numaralı aletlerle rehber yol yapılır.

4. Lubrikasyon için Glyde gibi materyaller kullanılabilir.
5. Her alet değişiminde irrigasyon yapılır.
6. S1 kullanılır.
7. #20 numaralı alet aynı derinliğe ulaşıncaya kadar fırçalama hareketi yapılır.
8. 1 veya 2 kez rekapitülasyon yapılır. Eğer gerekli ise SX kullanılır.
9. Yeniden irrigasyon yapılır.
10. Apeks bulucu ile çalışma uzunluğu bulunur.
11. Radyografi ile doğrulanır.
12. #15 ve #20 numaralı aletler rehber yolu doğrulamak için kullanılır.
13. İrrigasyon yapılır ve S1 ve S2 no' lu aletler tekrar kullanılır.
14. Apeks bulucu ile tekrar çalışma boyu kontrol edilir.
15. İrrigasyon ve F1 ile şekillendirme yapılır.
16. Kanal darsa dolum işlemine geçilebilir. Eğer kanal aleti gevşek bir durumda ise F2, F3, F4 ve F5 döner aletleri ile şekillendirme yapılır.
17. Debrisi kaldırmak için #10 Flexofile çalışma uzunluğunda kullanılır.⁵⁴

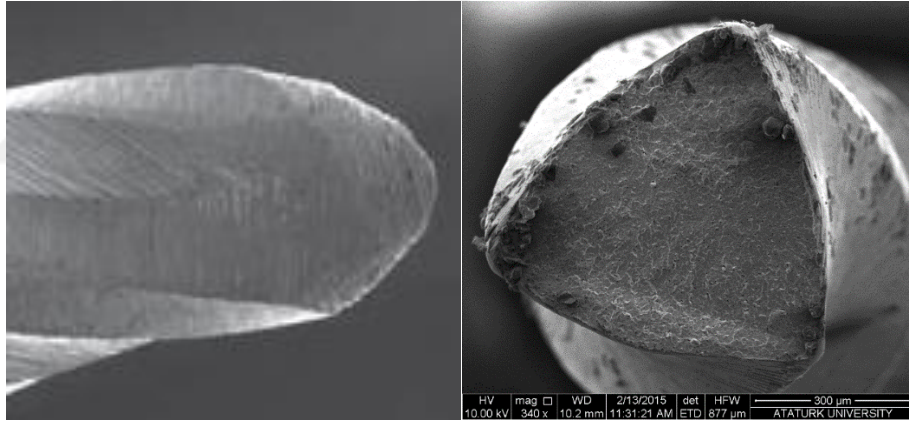
2.1.3.1.2. ProTaper Gold Sistemi

ProTaper Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK, ABD) literatürde hakkında bilgi olmayan yeni bir döner alet sistemidir (Şekil 2.13.). ProTaper Universal ile aynı geometrik özelliklere ve kesici olmayan uç tasarımına sahiptir (Şekil 2.14.). Bu döner alet sisteminin ProTaper Universalden farkı metalürjisidir. Aletin şekil hafızası diğer geleneksel NiTi sistemlerinden farklı olarak bu metalürji sayesinde kontrol edilmektedir. Bu sayede özellikle eğimli kanallarda daha az apikal transportasyona ve döngüsel yorgunluğa sebep olmaktadır.⁵⁵ Aletin metalürjisi hakkında firma tarafından verilen bir bilgi bulunmamaktadır, ancak piyasada metalürjisi bakımından ProTaper Gold' a benzer sistemler bulunmaktadır. Bunlar Typhoon (DS Dental, Johnson City, TN,

ABD) ve Hyflex (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre)dir. Protaper Gold sisteminin kullanımı da ProTaper Universal sistemi ile aynıdır.



Şekil 2.13. ProTaper Gold aletleri



Şekil 2.14. ProTaper Universal ile aynı kesici olmayan uç tasarımına ve kesite sahip olan ProTaper Gold aleti

2.1.4. Üç Boyutlu Olarak Ayarlanan Motorla Kullanılan Aletler

Bu gruptaki tek alet sistemi Self Adjusting File (SAF) (ReDent-Nova, Ra'anana, İsrail) dir. SAF; kök kanallarının şeklini alarak kanallarda üç boyutlu olarak temizleme, şekillendirme ve yıkama yapabilen tek bir aletten oluşan bir sistemdir. Aletin iç kısmı 120 µm inceliğinde bir ağ ile desteklenmiş 1,5 veya 2 mm çapında NiTi kafesten oluşur (Şekil 2.15.).

Sistem dikey olarak dakikada 5000 kez 0,4 mm'lik hafif bir vibrasyon yapar ve KaVo GENTLEpower (Kavo, Biberach Riss, Almanya), MK-Dent (MK-Dent, Bargtheide, Almanya) veya RDT3 başlıkları ile kullanılabilir. Alet sisteminin içi boş olması sebebi ile eğeleme yapılırken kök kanalının sürekli olarak yıkanmasına olanak sağlar. Elastik olması kendi kesiti boyunca sıkıştırılabilmesine olanak sağlar. Bu özellikleri sayesinde bu alet sistemi kök kanallarını tüm ekseni boyunca hafif ve sürekli bir basınç uygulayarak kanalların orijinal kesitine uygun bir şekillendirme sağlar.⁵⁶



Şekil 2.15. SAF kanal aleti

SAF sistemi Vatea adı verilen irrigasyon sistemi ile birlikte kullanılmaktadır. Vatea sistemi; endodontik angidurvaya bağlı tek kullanımlık silikon tüp ve solüsyon için rezervuar olarak işlev gören 400 ml kapasiteli bir hazneden oluşmaktadır. Akış hızı; kontrol paneli aracılığı ile belirlenir ve irrigasyon bir ayak pedalı aracılığı ile kontrol edilir. Hastanın çapraz kontaminasyonunu önlemek amacı ile pozitif yer değiştiren peristaltik pompa vardır.

SAF sisteminin kanal içerisine uyum sağlayabilmesi amacı ile kanalların önceden apikal kısımda # 20 K-tipi eğe ile rehber yol oluşturulması önerilmektedir.⁵⁷

2.1.5. Motorla Çalışan Resiprokal Sistemler

Bu sistemlerin öncüsü 1964' te üretilen Giromatic sistemidir (MicroMega, Besançon, Fransa). 90° SY 90° SYT olmak üzere dakikada 3000 çeyrek devir resiprokasyon hareketi yapar. Genellikle tirnerf benzeri aletler kullanılır ama K-tipi ve H-tipi eğelerle kullanılabilir. Endo-Eze eğeleri (Ultradent, South Jordan, UT, ABD)

resiprokal sistemler için son yıllarda üretilmiştir. 4 aletten oluşan bu setin boyut ve koniklikleri sırası ile #10-%2.5, #13-%3.5, #13-%4.5 ve #13-%6 mm'dir. Bu sistemin kök kanallarının orta üçlüsü için kullanımı tavsiye edilmektedir. Apikal üçlüde ise paslanmaz çelik el aletlerinin kullanımının uygun olduğu üretici firma tarafından belirtilmiştir.

Safesiders sistemi (Essential Dental system, Hackensack, NJ, ABD) resiprokasyonla çalışan alet sistemlerinden birisidir. Mikromotora bağlanan kendine özgü anguldurvası Endo-Express 30° sağa ve sola çeyrek dönüş hareketi yaparak çalışmaktadır. Angldurva sayesinde aletler dakikada 1500-2000 devir yapmaktadır. Aletler saat yönünde yaptıkları çeyrek dönüşle dentini sıkıştırırlar, ters yöndeki çeyrek dönüşle dentini keserek debris uzaklaştırırlar. Aletler geleneksel paslanmaz çelik K-tipi eğelerin bir yüzlerinin düzleştirilmesi ile elde edilmişlerdir. Düz yüzeyin oluşturulmasındaki amaç kesme etkinliğini arttırmak ve debris çıkışını kolaylaştırmaktır. Bu sistemin içerisinde üçü NiTi alaşımından, sekizi paslanmaz çelikten yapılmış olan onbir adet kanal aleti bulunmaktadır.⁵⁸ Resiprokasyonla çalışan sistemlerden biride M4 başlıktır (SybronEndo, Orange, CA, ABD).

2007 yılında Yared⁵⁹ tarafından yapılan çalışmada ilk defa #25 numara %8 koniklikteki tek bir alet ile kanal şekillendirilmesi incelenmiştir. Kanal boyunun #0.8 numaralı paslanmaz çelik bir alet ile belirlenmesinden sonra, kanal şekillendirmesi sadece ProTaper Universal F2 ile yapılmıştır. Yared, bu çalışmada saat SY 144°, SYT 72° ile bir tam turu 5 resiprokal hareket ile tamamlamıştır. Buradaki amaç şekillendirme işleminin daha basite indirgenebilmesidir.

NiTi döner aletlerin resiprokasyon hareketi ile birlikte tek eğe olarak şekillendirmede kullanılması fikrinden sonra WaveOne ve Reciproc (VDW, Munich, Almanya) sistemleri kullanıma sunulmuştur. Bu sistemlerin diğer sistemlerden önemli bir

farkı saat yönünde değil, saat yönünün tersine kesme özelliğine sahip olmalarıdır. Dolayısıyla kendi özel endodontik motorları ve programları ile kullanılmaktadırlar. Reciproc 300 rpm hızda saat yönünün tersi yönde 150°, saat yönünde ise 30° resiprokasyon hareketi yaparken, WaveOne ise 350 rpm hızda SYT 170°, SY 50° resiprokasyon hareketi yapar.⁶⁰ Bu aletlerin bir diğer özelliği ise NiTi alaşım M-wire denilen bir teknoloji ile üretilmeleridir.

Diğer bir resiprokal hareket yapan sistem Twisted File Adaptive'dir. Hem rotasyon hemde resiprokasyon hareketi yapan bir sistemdir ve kendi özel Elements motoru ile kullanılır.

2.1.5.1.Çalışmamızda Kullanılan Resiprokal Sistemler

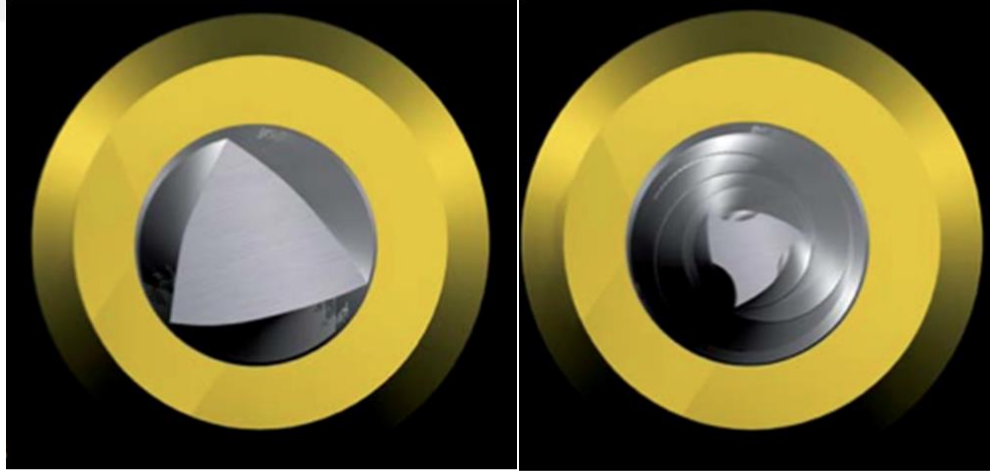
2.1.5.1.1. WaveOne Sistemi

Dentsply tarafından üretilen tek kullanımlık tek eğe sistemidir. Firmanın önerisine göre rehber yol için bir adet el aleti ve kanala uygun seçilen bir WaveOne sistemi ile kanal şekillendirmesi tamamlanabilmektedir (Şekil 2.17.).



Şekil 2.16. WaveOne Aletleri

WaveOne döner aletleri, özel resiprokal hareket programına sahip endodontik motoru ile beraber kullanılmaktadır; kendine özel bir resiprokal açı yapar ve saat yönünün tersine olan hareket saat yönündeki hareketten daha büyüktür. Saat yönünün tersinde dentini kesme hareketi gerçekleşirken, saat yönünde alet serbest kalır ve rahatlar. Döner aletlerde, D1-D8 arası modifiye dışbükey üçgen kesit görülürken, D9-D16 arası dışbükey üçgen kesit görülmektedir (Şekil 2.16.). Bu aletler, Reciproc sistemine göre daha az keskin 3 adet kesici kenara sahiptir. Enine kesit alanı, S-şekilli enine kesite sahip Reciproc sistemine göre daha geniştir. İki ayrı enine kesit şekli, aletlerin esnekliğini artırmaktadır. WaveOne aletleri aktif çalışan uzunlukları boyunca değişkenlik gösteren helikal açığa ve spiraller arası mesafeye sahiptirler. WaveOne sistemi, kanal içinde güvenle ilerlemeye olanak veren kesici olmayan modifiye rehber uç yapısına sahiptir.⁶¹



Şekil 2.17. WaveOne aletlerinin koronal dışbükey üçgen kesiti ve apikal modifiye dışbükey üçgen kesiti⁶¹

WaveOne aletlerinin uç çapları ve koniklikleri şöyledir:

- Small: apikal ucunda 0.21 mm çapa ve aktif kısmı boyunca %6 (.06) sabit konikliğe, D16' da 1.17 mm çapa sahiptir.
- Primary: apikal ucunda 0.25 mm çapa ve apikal uçtan itibaren ilk 3 mm boyunca %8 (.08) sabit konikliğe ve 3. mm' den itibaren azalan (.065, .06, .055 olarak azalan) konikliğe, D16' da 1.20 mm çapa sahiptir.
- Large: apikal ucunda 0.40 mm çapa ve apikal uçtan itibaren ilk 3 mm boyunca %8 (.08) sabit konikliğe ve 3. mm' den itibaren azalan (.06, .045 olarak azalan) konikliğe, D16' da 1.20 mm çapa sahiptir.⁶²

Bu tasarım ile esneklik artar ve kanalının koronal üçte ikilik kısmında kalan dentin dokusunun korunmasını sağlar.

WaveOne sistemi tek kullanımlıktır. Aletler önceden sterilize edilmiş blister paketler halinde bulunur ve otoklavlanamayan sapa sahiptir. Bu güvenlik özelliği, hem çapraz kontaminasyon hem de aletlerin döngüsel yorgunluk kırığına maruz kalması risklerini ortadan kaldırmaya yöneliktir.

WaveOne sisteminin şekillendirme protokolü:

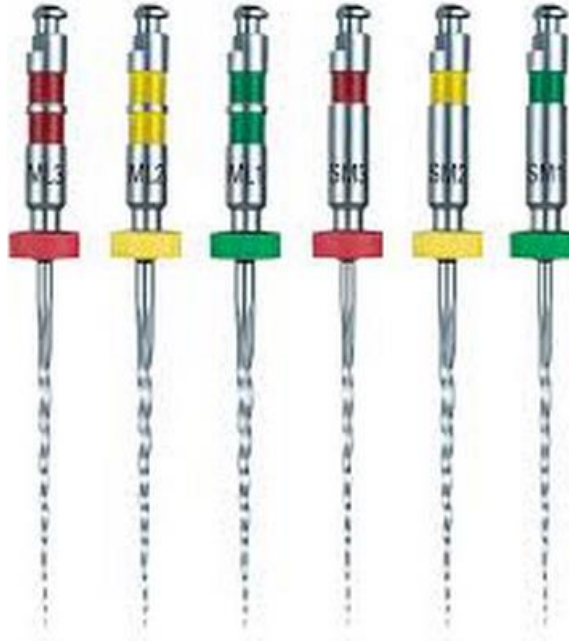
1. Kanallara düz bir giriş sağlanır.
2. WaveOne alet seçimi yapılır.
3. El aleti yaklaşık olarak kanalın üçte ikisinde, bir direnç olana kadar kullanılır.
4. Uygun WaveOne aleti kanalın üçte ikisinde kullanılır.
5. Bolca irrigasyon yapılır.
6. Kanal boyu apeks bulucu ve radyografi ile kontrol edilir.
7. WaveOne aleti ile kanal boyunda çalışılır.
8. Kullandığımız WaveOne aletinin apikal çapına sahip bir el aleti ile apikal çap kontrol edilir. Eğer el aleti apikale sıkışıyorsa şekillendirme tamamlanmıştır. El aleti

apikalde sıkışmıyor ve serbest kalıyorsa bir büyük Numara WaveOne ile preparasyon tamamlanmalıdır.

9. En son, şekillendirme öncesinde ve esnasında olduğu gibi NaOCl ve etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) ile irrigasyon yapılarak şekillendirme bitirilir.⁶¹

2.1.5.1.2. Twisted File Adaptive Sistemi

TF Adaptive, hem rotasyon hem de resiprokasyon hareketlerinin kombine edildiği bir şekillendirme sistemidir. Bu sistemde TF Adaptive döner aletler, Elements motor ile kullanılmaktadır. Şekillendirme sırasında alet üzerinde fazla stres yok ise SY 600°lik rotasyon hareketi yapmaktadır (SY 600°-SYT 0°). Alet üzerindeki baskı arttığında resiprokal hareket devreye girmektedir. TF Adaptive sisteminde resiprokal hareket SY 370°-SYT 50° dir (Şekil 2.19.). Aletin maruz kaldığı strese göre, resiprokal hareketin açıları 20°-50° arasında değişiklik göstermektedir. Firma dar kanallar için SM1, SM2, SM3 ve orta/geniş kanallar için ML1, ML2, ML3 aletleri sunmuştur (Şekil 2.18.).



Şekil 2.18. TF Adaptive aletleri



Şekil 2.19. TF Adaptive sisteminin hareket prensibi⁶³

Alet sırasının hafızada kolay bir şekilde kalması için firma trafik ışıklarının sırasını baz almıştır. Kanalın genişliğinin dar veya orta/geniş olmasına göre hangi serinin kullanılacağına karar verildikten sonra, yeşil renkli aletler ile şekillendirmeye başlanır. Ardından aynen trafik ışıklarında olduğu gibi sarı renkli aletler ile devam edilir ve en sonda kırmızı renkli alet ile durulur (Şekil 2.20.).







TF Adaptive aletlerinin uç çapları ve koniklikleri şöyledir:

Dar kanallar için;

- SM1: #20 numara, %4 konikliğe,
- SM2: #25 numara, %6 konikliğe,
- SM3: #35 numara, %4 konikliğe sahiptir.

Orta/Geniş kanallar için;

- ML1: #25 numara, %8 konikliğe,
- ML2: #35 numara, %6 konikliğe,
- ML3: #50 numara, %4 konikliğe sahiptir.

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

Şekil 2.20. TF Adaptive döner aletlerinin apikal genişlikleri ve koniklikleri⁶⁴

TF Adaptive sisteminin şekillendirme protokolü:

1. Rubber-dam yerleştirilir.
2. Kanalin koronal üçte birlik kısmına düz bir giriş sağlanır. Tercihen LA Axxess Diamond önerilir.
3. Rehber yol #8 ve #15 numaralı el aletleri ile sağlanır. Tercihen M4 Safety başlık ve lubrikasyon için SlickGel önerilir. NaOCl ile irrigasyon yapılır.
4. #15 numara K-tipi eğe ile tahmini kanal boyuna ulaşmakta zorlanılıyorsa dar kanallar için olan SM (small) serisi ile #15 numaralı K-tipi eğe ile tahmini kanal boyuna ulaşıldığında serbest kalıyorsa orta/geniş kanallar için olan ML (medium/large) serisi şekillendirme için kullanılır.
5. Apeks bulucu ile çalışma boyu saptanır. Radyografi ile kontrol edilebilir.
6. Elements motordan 'TF Adaptive' ayarları seçilir.
7. Pulpa odası NaOCl veya EDTA ile irriga edilir.
8. Yeşil bantlı aletler (SM1 veya ML1) ile şekillendirmeye başlanır, Alet dentine sıkışınca geri çekilir. Kesinlikle apikal yönde kuvvet uygulanmaz.
9. Kanal irrigasyonu yapılır ve #15 numaralı alet ile apikal açıklığın kontrolü yapılır. Alet üzerindeki dentin talaşları temizlenir.
10. Çalışma uzunluğuna ulaşılan dek 8. ve 9. basamaklar tekrar edilir.

11. Sarı (SM2 veya ML2) bantlı aletler ile 8. ve 9. basamaklar tekrar sonlandırılır.
12. Daha geniş bir apikal çap isteniyor ise kırmızı bantlı aletler ile (SM3 veya ML3) 4. ve 5. basamaklar tekrar edilir.
13. Eğer irrigasyonda EndoVac sistemi kullanılacaksa SM3 veya ML2 ile çalışma uzunluğunda çalışılmalıdır.

2008 yılında SybronEndo tarafından piyasaya sunulan TF Adaptive aletler üçgen kesite sahiptir. R-phase diye tanımlanan NiTi sistemlerden daha yüksek elastisiteye sahip bir alaşımdan üretilmektedir. R-phase çok dar bir ısı aralığında martensit fazdan östenit faza geçerken oluşan ara bir fazdır.⁶⁵

2.1.6. Sonik ve Ultrasonik Aletler

Kök kanallarının şekillendirilmesinde elektromanyetik ve piezoelektrik ultrasonik cihazlar aktive edilerek kullanılmaktadır. Piezoelektrik ultrasonik cihazların elektromanyetik ultrasonik cihazlara göre bir takım üstünlükleri vardır. Elektromanyetik ultrasonik cihazlar çok ısı çıkarırlar ve bu yüzden bir soğutma sistemine ihtiyaç duyarlar. Su ile yapılan bu soğutma sistemleri özellikle mikroskop kullanımında görüş alanını engeller. Piezoelektrik cihazlar kanal aletine daha çok enerji transferi yapar. Bu cihazlar 30 kHz şiddetinde sinusoidal dalgalarla kanal aletini aktive ederler.

Sonik cihazlar ise 2-3 kHz derecesinde aktivasyon yaparlar. Ultrasonik cihazlar K-tipi eğeler ile kullanılırken, sonik cihazların kendi özel aletleri vardır.⁶⁶ Ultrasonik cihazların, kök kanal duvarlarından dentinin uzaklaştırılmasında fazla etkili olmadığı, kök kanal sistemlerinin irrigasyonunda daha çok etkili olduğu kanıtlanmıştır.⁶⁷ Sonik cihazlar ise kök kanalının hazırlanması sırasında sert dokunun uzaklaştırılmasında daha etkili bulunmuştur.⁶⁶

2.2. Endodontik Motorlar

1990'lı yıllarda rotasyonel enstrümantasyon için elektrikli motorlar geliştirilmeye başlanmıştır. Elektrikli motorlar vites küçültme ile döner NiTi sistemler için daha uygun hale gelmiştir, çünkü sabit hız sağlamaktadırlar, ancak aletin kırılması için gereken tork gücünden daha fazlasını üretmektedirler. Bazı araştırmacılar tork kontrollü motorların işlem güvenliğini arttırdığını iddia ederken, başka araştırmacılar bu motorların deneyimsiz klinisyenler için iyi olabileceğini öne sürmüşlerdir. Devamlı rotasyon yapan motorlarla oluşan taper lock ve döngüsel yorgunluk gibi hataların önüne geçebilmek için resiprokasyon hareketi yapan endodontik motorlar kullanılabilir.⁶⁸

2.2.1. Çalışmamızda Kullanılan Endodontik Motorlar

2.2.1.1. X-Smart Plus

X-Smart Plus (DentsplyMaillefer, Ballaigues, İsviçre) özellikle NiTi döner aletler için tasarlanmış hız ve tork ayarı yapılabilen bir endodontik motordur (Şekil 2.21.). Eski X-Smart motoruna göre bazı yeni döner alet sistemlerinin programları hafızasına kayıtlıdır. Gates frezleri, ProGlider, PathFinder, ProTaper Universal, ProTaper Next, Reciproc ve WaveOne sistemlerinin kullanım ayarları hafızasında yapılandırılmıştır. Devamlı rotasyon hareketinde isteğe göre hız ve tork ayarlanabilirken, Reciproc (SYT 150°-SY 30°) ve WaveOne (SYT 170°-SY 50°) aletlerinin kullanıldığı resiprokasyon hareketinde sabit 2 program vardır ve bu program ayarları değiştirilememektedir. Bu endodontik motorda diğer çoğu endomotor gibi sıkıştığı zaman geri dönmeyi sağlayan “autoreverse” modu vardır.⁵¹



Şekil 2.21. X-Smart Plus endodontik motor ve WaveOne programı

2.2.1.2. Elements Motor

Elements Motor SybronEndo firmasının yeni endodontik motorudur (Şekil .2.22). Lightspeed, M4, K3, K3XF, Twisted File ve TF Adaptive sistemleri için hafızasında kayıtlı programlar vardır. Ayrıca devamlı rotasyon hareketinde hız ve tork ayarı yapılabilmektedir. Bu endodontik motorun diğerlerinden farkı Twisted File Adaptive sisteminde rotasyon hareketiyle çalışılırken (SY 600°-SYT 0°) apikal yönde uygulanan kuvvet arttığı zaman aletin resiprokasyon (SY 370°-SYT 50°) ile çalışmaya başlamasıdır. Firmaya göre bu hareket daha güvenli olmakta ve adaptive hareket olarak isimlendirilmektedir. Bu TF Adaptive modunda hız, tork ve hareket açıları çoğu endomotorda olduğu gibi değiştirilememektedir.⁶⁴



Şekil 2.22 Elements Motor ve TF Adaptive programı

2.2.1.3. Satelec Endodual

Son yıllarda popüler hale gelmekte olan resiprokasyon hareketini sağlayan endomotorların çoğu belirlenmiş sabit bir ayarda saat yönünün tersi yönde dönüş yapmaktadır (Şekil 2.23.). Çünkü bu motorların çoğu WaveOne ve Reciproc gibi saat yönünün tersi yönde hareket eden aletler için tasarlanmışlardır. Maalesef diğer firmalara ait olan alet sistemlerinin çoğu saat yönünde kesme işlemi yapacak şekilde tasarlanmıştır. Satelec Endodual (Acteon, Merignac, Fransa) motorun diğer motorlardan olan üstünlüğü hem saat yönünde hemde saat yönünün tersi yönde resiprokasyon hareketi yapabilmesidir. Bu sayede diğer alet sistemleride bu motorda resiprokasyon hareketi ile kullanılabilir. Diğer motorlara olan bir avantajı da istenilen yönde resiprokasyon yapılırken, hız ve hareket açıları ayarlanabilmektedir.⁶⁹



Şekil 2.23. Satelec Endodual motor ve resiprokal hareket programı SY 170°-SYT 50°

2.3. Kök Kırıkları



Şekil 2.24. Vertikal kök kırığı

Vertikal kök kırıkları (Şekil 2.24.) daha ender olarak görülmektedirler. Vertikal kök kırıkları krun ya da kök apeksinden kaynak alan veya bu iki nokta arasında ilerleyen kökte uzunlamasına oluşmaktadır.⁷⁰ Gerçek dikey kök kırığı terimi kökün herhangi bir bölgesinden başlayan, genellikle fasio-lingual doğrultuda tam ya da eksik kırıkları tanımlamak için kullanılır. Kırık hattı proksimal yüzeylerden birini veya ikisini içerebilir. Kırık kök bölgesinde lokalizedir ve krunal bölüme doğru ilerleyebilir. Vertikal kök

kırıkları, kökün uzun eksenini boyunca ilerleyip kanal boşluğundan periodonsiyuma uzanır.⁷¹

Vertikal kök kırıkları, pulpal ya da periapikal hastalıklarda teşhis olarak değil; bakterilerin pulpal veya periapikal hastalığa neden olduğu yol olarak değerlendirilebilir.⁷¹ Vertikal kök kırıklarının meydana gelmesinde pin ve post uygulamaları, çarpmalar, kök kanal dolgusu, intrakoronel onarımlar, post ve pinlerin korozyona uğrayıp deformasyon göstermeleri, kanalda doğal olarak bulunan veya yapay olarak oluşturulan bir düzensizlik veya basamağa kanal sondunun veya fulvarının baskısı gibi etkenler rol oynayabilir. Kırık oluşurken belirgin bir ses meydana gelir ve hastada reaksiyon oluşur. Daha sonra klinik belirti olmadan 1-2 yıl içinde radyolüsent bir lezyon oluşabilir.⁷²

Klinik muayenede kök fraktürü uzamış, ya da deplase bir diş veya çiğneme sırasında ağrı şikayeti ile karşımıza çıkar. Semptomlar genellikle hafiftir. Ancak klinik olarak periodontal cep ve dişeti iltihabı oluşabilir. Radyografik görüntü travmanın hemen ardından çoğu zaman oluşmaz.

Radyografide:

- Fragmanların seperasyonu görülür.
- Fraktür hattı radyolüsent bir çizgi halinde belirir. Alt arka grup dişlerin mezyodistal kırıkları mandibular okluzal projeksiyonda daha iyi görülür.
- Radyopak işaretler izlenir.
- Komşu radyolüsentlikler.
- Kemik lezyonları,
- Fraktür hattı boyunca rezorpsiyon,
- Yerinden oynamış retrograt dolgu gözden kaçırılmaması gereken ayrıntılardır.⁷²

Periapikal radyografide kırık hattı %35.7 vaka oranında yakalanabilmiştir. Bunun sebepleri:

- Kök kanalının kırık hattına süperpoze olması,
- X-ışınlarının kırık hattına paralel olmaması,
- Radyopak anatomik yapılarla kırık hattının süperpoze olması,
- Kırık hattının lokasyonunun radyografi kullanımını engellemesidir.⁷³

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi endodontik tedavi görmüş veya görmemiş dişlerin vertikal kök kırığı erken teşhisinde konvansiyonal ve dijital radyografilere göre daha hassas ve doğrudur.^{74, 75}

Vertikal kök kırıklarında prognoz k tudur ve çoğu zaman komşu dişlerin periodonsiyumlarını korumak için çekim gerekir. Kanal sistemi ve periodonsiyum arasındaki ilişki endo-perio lezyonunun gelişimine neden olur. Vertikal olarak kırılan dişlerin kanal sistemlerini guta-perka ile doldurmak için çabalar gösterilmiştir, ancak başarıya ulaşılamamıştır. Vertikal kök kırığı olan bir diş, periodontal lezyon oluşmadan erken evrelerde teşhis edilebilirse, tedavi edilebileceği düşünülebilir.⁷²

Endodontik tedavi sonucu madde kaybı gerçekleşmektedir ve vertikal kök kırığı riski artmaktadır. Endodontik tedavi sırasında kullanılan aletler ve uygulanan preparasyon metodlarından hangilerinin dikey kök kırığı riskini arttırdığının tespit edilmesi önem arz eder.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamıza tek köklü protetik veya periodontal sebeplerden ötürü çekilmiş, çürüksüz, sağlam, kök ucu oluşumu tamamlanmış, benzer boyutlarda tek köklü ve tek kanallı 160 adet alt çene kesici dişleri dahil edildi. Diş taşları ve yumuşak doku artıkları periodontal küret ile temizlendi. Dişler çalışma başlayıncaya kadar distile suda oda sıcaklığında bekletildi. Her üç günde bir su değiştirilerek dişlerin taze olarak saklanması amaçlandı. Çalışmamızda kullanılacak dişlerden bukkolingual ve meziodistal yönde radyografi alınarak kalsifikasyon gözlenmeyen dişler çalışmaya dahil edildi. Ayrıca dişler $\times 20$ büyütmede stereomikroskop (Novex, Arnham, Hollanda) altında incelenerek çatlak ve kırığa sahip olan dişler çalışmamıza alınmadı.

160 adet dişin kuron ve kökleri su soğutması altında elmas separe ile mine-sement birleşiminden kesilerek, dişler 13 mm uzunlukta olacak şekilde standardize edildi. Elektronik kumpas yardımıyla dişlerin mesiodistal ve bukkolingual çapları ölçülerek belli standartlardaki dişler çalışmamıza dahil edildi. Dişler varyans analizine göre dijital hassas terazi kullanılarak ağırlıklarına göre her grupta 20 diş olacak şekilde 8 gruba ayrıldı. Gruplar arasında ağırlıklar bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p > 0.05$).

Grup 1 hariç diğer gruplarda #10 K-tipi eğe kök kanallarında ilerletildi ve bu boydan 1 mm çıkartılarak çalışma uzunluğu belirlendi. #15 K-tipi eğeyle bütün gruplarda rehber yol oluşturuldu.

Grup 1: Enstrümanle edilmedi.

Grup 2: Bu grupta kök kanalları ProTaper Universal aletlerle devamlı rotasyon hareketinde (SY 360°) şekillendirildi. Aletlerin S1, SX, S2, F1 ve F2 idi (Şekil 3.1.). SX çalışma boyunun yarısına kadar kullanıldı ve şekillendirme eğeleri SX, S1 ve S2 fırçalama

hareketi ile kullanıldı. Bitirme eğeleri ise çalışma uzunluğuna ulaşana kadar yumuşak ileri geri hareketle kullanıldı.

Grup 3: Tüm kök kanalları ProTaper Universal F2 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) şekillendirildi. Preparasyon esnasında yumuşak gagalama hareketi ve hafif apikal basınç uygulandı. Daha çok baskı gerektiren bir dirençle karşılaşıldığında alet çıkarıldı ve yivleri temizlendi. Bu işlem apikale ulaşılıncaya kadar tekrar edildi.



şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Universal eğeleri SX, S1, S2,F1 ve F2

Grup 4: Bu grupta kök kanalları ProTaper Gold eğelerle devamlı rotasyon hareketinde (SY 360°) şekillendirildi. Aletler grup 2' ye benzer şekilde kullanıldı.

Grup 5: Tüm kök kanalları ProTaper Gold F2 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) şekillendirildi. Preparasyon grup 3'tekine benzer şekilde yapıldı.



Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Gold Eğeleri SX, S1, S2, F1, F2

Grup 6: Bu grupta kök kanalları Twisted File Adaptive eğelerle adaptive hareket ile (rotasyon hareketinde SY 600°-SYT 0° ve resiprokasyon hareketinde SY 375°-SYT 50°) şekillendirildi. Aletler sırasıyla SM1, SM2 ve ML1 idi (Şekil 3.3.). TF Adaptive ML1 çalışma uzunluğuna ulaşana kadar yumuşak ileri geri hareketle kullanıldı.

Grup 7: Tüm kök kanalları TF Adaptive ML1 eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SY 170°-SYT 50°) şekillendirildi.



Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan TF Adaptive eğeleri SM1, SM2 ve ML1

Grup 8: Tüm kök kanalları WaveOne Primary eğesi ile resiprokasyon hareketinde (SYT 170°-SY 50°) şekillendirildi (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Çalışmamızda Kullanılan WaveOne Primary

3.2. Kırma Deneyinin Yapılışı

İki farklı hareket kinematiği ve 4 farklı NiTi döner aletin beraber kök kanalında uygulanmasının dişlerin kırılma direncine etkisini araştırdığımız çalışmamızda kanal preparasyonu yapılan dişler kırma deneyi için 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde hazırlanmış plastik silindir kalıplar içerisindeki akrilik rezine (IMICRYL, Konya, Türkiye) gömüldü (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Akrilik rezine gömülmüş örnekler

Akrilik rezine dişleri gömmeden önce çevre dokuları taklit etmek amacıyla köklerin apikal 5 mm'lik kısımları erimiş muma daldırıldı. Bu sayede yaklaşık olarak 0,2-0,3 mm'lik periodontal ligament boşluğu elde edilmiş oldu (Şekil 3.6.). Daha sonra dişler 8 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezine gömüldü. Polimerizasyon başladığında örnekler çıkarılarak kök yüzeylerindeki mum küret yardımıyla temizlendi ve bu yüzeyler ince bir tabaka halinde enjeksiyon tipi vinylpolsiloxane ölçü maddesi (Elite HD, Zhermack, İtalya) ile kaplandı ve tekrar akrilik rezin içerisine gömülerek polimerizasyon için bekletildi.⁷⁶



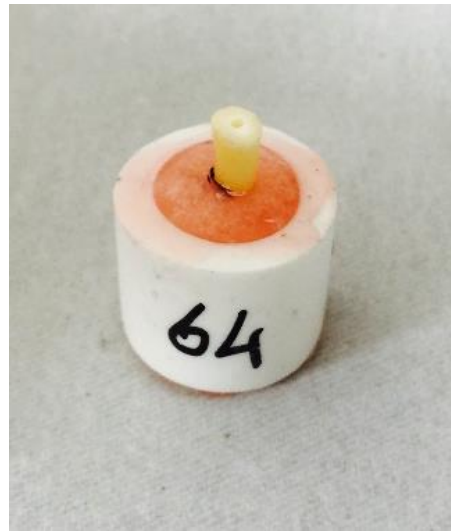
Şekil 3.6. Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla kullanılan ölçü maddesi

Kırma deneyi için dişler universal test cihazının (UTC) (Instron Corp, ABD) alt sabitleyici parçasına yerleştirildi (Şekil 3.7. ve 3.8.). Örneklere kuvvet 3,6 mm çapında paslanmaz çelik küreyle uygulandı (Şekil 3.9.). UTC kuvvet uygulayacak paslanmaz çelik ucu, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde ayarlandı ve test cihazı 1mm/dk hızında

kuvvet uygulayacak şekilde dişe y6nlendirildi. Dişlerde kırılma gerçekleştiğinde test makinası durdurularak ekrandaki değerler Newton cinsinden kaydedildi.



şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan Universal Test Cihazı



şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan 6rneklerden biri



Şekil 3.9. Çalışmamızda kırma testi için kullanılan 3,6 mm çapa sahip küre şeklindeki paslanmaz çelik uç

3.3. İstatistiksel Analiz

Kırma deneyi verilerine göre gruplar arasındaki farklılıklar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve LSD (en az anlamlı farklılık) çoklu karşılaştırma testi ile istatistiksel olarak analiz edildi ($p < 0.05$).

4.BULGULAR

Çalışmamızda farklı NiTi döner alet sistemleri farklı kinematiklerde kullanıldı. Kırılma dirençleri Universal test cihazı kullanarak Newton (N) cinsinden tespit edildi (Tablo 4.1.).

4. 1. Kırılma Deneyi Bulguları

Tablo 4. 1. Kırılma Değerleri Ve Standart Sapmaları

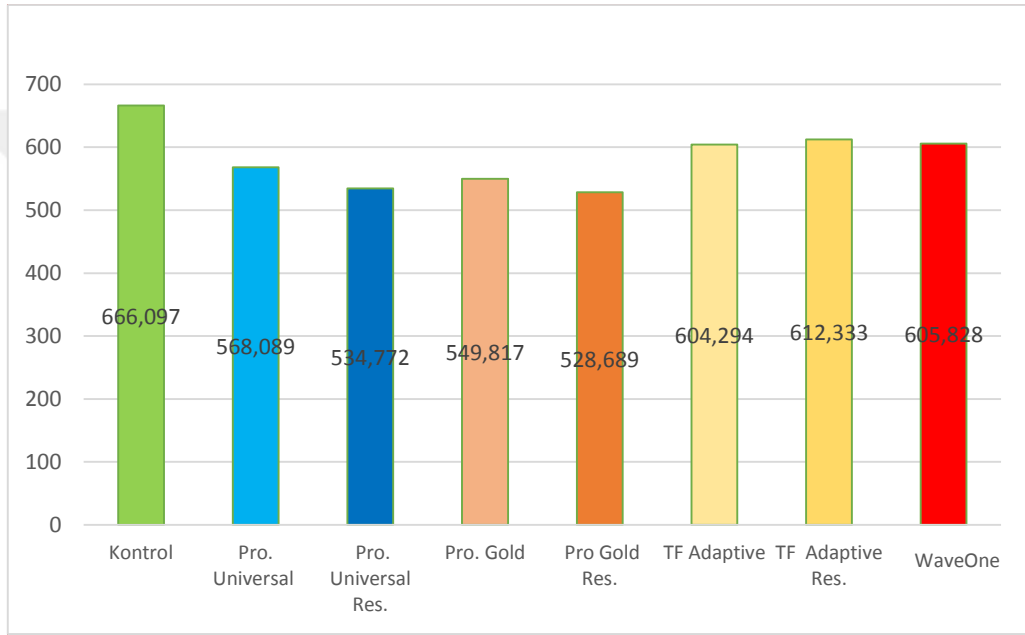
Gruplar	N	Ortalama±SS	Min-Max
1- Kontrol	20	666,067±136,6926	3541-8951
2- ProTaper Universal	20	568,089±118,5440	3925-8261
3- ProTaper Universal resiprokasyon	20	543,772±107,9744	3874-7425
4- ProTaper Gold	20	549,817±161,1419	3335-8160
5- ProTaper Gold resiprokasyon	20	528,689±98,8386	3791-7694
6- TF Adaptive	20	604,294±103,7203	4756-7825
7- TF Adaptive resiprokasyon	20	621,333±97,4177	5015-7998
8- WaveOne	20	605,828±102,3470	4407-7851

Kırılma değerleri arasında farklılıkların bulunduğu ve bu farklılıkların istatistiksel açıdan anlamlı olduğu görüldü ($p<0.05$).

Grup 1 (kontrol grubu)' deki örneklerin kırılmaya karşı dirençleri tüm deney grupları arasında en yüksek değerleri gösterdi. Grup 6 (TF Adaptive rotasyon), Grup 7 (TF Adaptive resiprokasyon) ve Grup 8 (WaveOne) hariç diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek kırılma direncine sahipti.

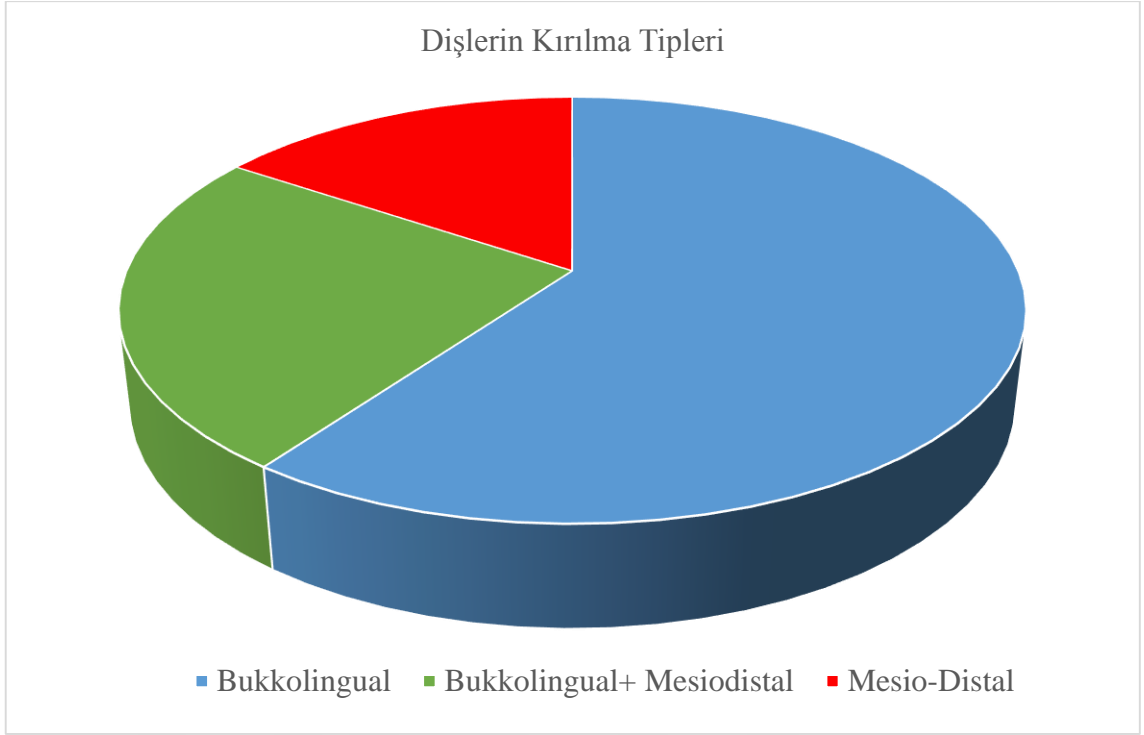
Şekillendirme yapılan kök grupları kendi aralarına karşılaştırıldığında bir tek TF Adaptive resiprokasyon grubu ProTaper Gold resiprokasyon grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma direncine sahipti ($p<0.05$).

Çalışmamızda resiprokasyon ve rotasyon hareketleri arasında bir fark bulunmamıştır.



Şekil 4.1. Kırılma değerlerinin sütun grafikte karşılaştırılması (N)

160 adet alt çene kesici dişlerini kullandığımız çalışmamızda kırma testi sonrası örneklerin 96'sında (%60) bukko-lingual yönde kırık hattı tesbit ettik. 39 dişte (%24.375) hem bukko-lingual hemde mesio-distal yönde kırık hattı tesbit ederken, 25 dişte (%15.625) sadece mesio-distal yönde kırık hattı tespit ettik (Şekil 4.2.).



Şekil 4.2. Çalışmamızdaki dişlerin kırılma tipleri

5. TARTIŞMA

Kök kanalının şekillendirilmesindeki amaç artan bir koniklik açısıyla en dar çapın apikal foramende, en geniş çapın ise kanal girişinde olduğu bir şekil sağlayarak etkili bir irrigasyon ve medikamanların kullanımını kolaylaştırıp, etkinliğini artırmak^{77, 78} ve özgün kanal eğimine göre etkin bir kanal dolgusu yapmaktır⁴.

Kök kanal tedavisi esnasında perforasyon, kanal transportasyonu, basamak oluşumu ve alet kırılması gibi komplikasyonlar gerçekleşebilir.⁷⁹⁻⁸¹ Ayrıca kök kanallarının mekanik preparasyonu sonucu dentin çatlakları ve kök kırıkları meydana gelebilir.^{26, 82} Dikey kök kırıkları nadiren görülmesine rağmen, kök kanal tedavisi esnasında veya tedaviden yıllar sonra ortaya çıkan ve prognozu kötü olan bir komplikasyondur.⁸³

Kanal tedavisi görmüş dişlerin vital dişlere oranla kırığa daha duyarlı oldukları düşünülmektedir. Bunun nedeni olarak endodontik tedavi sonrası dentinin dehidratasyonu, kanal dolgusu sırasında uygulanan aşırı kuvvetler ve kaldırılan dentin miktarı gösterilmektedir.⁸⁴⁻⁸⁶ Endodontik tedavi görmüş bir dişin dayanıklılığı direkt olarak kök kanalının şekillendirmesinde kullanılan yöntem ve kalan diş yapısı ile ilişkili olduğu öngörülmektedir. Genel olarak dentin dokusu kaybının kırığa duyarlılığı arttırdığı düşünülmektedir.⁸⁷ Gher ve ark.⁸⁸ yaptığı bir çalışmaya göre dikey kök kırıkları en fazla kanal tedavisi görmüş dişlerde gerçekleşmektedir. Bu nedenle bu çalışmanın amacı farklı NiTi döner alet sistemlerinin vertikal kök kırığı riskini nasıl etkilediğini araştırmaktır.

Bir materyale kuvvet uygulandığı zaman materyalin kırılana kadar gösterdiği dirence dayanım (toughness), kırılması için gerekli enerjiye ise kırılma dayanımı (fracture toughness) denir.⁸⁹ Dentinin içsel ve dışsal olmak üzere iki tip dayanım mekanizması vardır. İçsel dayanım, çatlağın en uç kısmının ilerisini kontrol eder ve mikroyapısal hasara ve çatlağa karşı dentinin içsel direncini artırır. Dışsal dayanım ise çatlağın uç kısmını

çevreleyerek uç kısmın gerisini kontrol eder ve Çatlağın uç kısmındaki yoğunluğu düşürür.⁹⁰ Mowafy ve Watts⁹¹ ilk kez çekilmiş insan dişlerini kullanarak içsel dayanımı direncini ölçmüşlerdir ve dentinin kırılma dayanımını %10'luk bir standart sapma ile 3.08 MPa m^{1/2} olduğunu göstermişlerdir.

Kök kanal tedavisinde kullanılan döner aletlerle yapılan çalışmalarda karşılaşılan en büyük sorun; çekilmiş dişlerin yüksek standart sapmalara neden olması ve mekanik özellikler açısından çeşitlilik göstermesidir. Bu tür çalışmalarda doğal diş kullanmanın başka bir dezavantajı; dişlerin boyut bakımından çok geniş bir varyasyona sahip olmalarıdır. Bu özelliklerinin yanında dentin yapısındaki farklılıklar da standardizasyonu güçleştirmektedir. Bu farklılıklar hastanın yaşı, diş çekilmeden önceki pulpanın durumu, nem oranı ve dentinin kompozisyonuna bağlı olarak ortaya çıkmakta ve standart sapmanın çok geniş aralıkta olmasına sebep olmaktadır. Ancak doğal dişlerin heterojen bir yapıya sahip olması ve tüm dişlerde böyle bir yapının varlığı; farkların kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır.⁹²⁻⁹⁴

Çalışmamızda anatomik ve biyolojik varyasyonların önüne geçebilmek için 45 yaş üstü bireylerde periodontal veya protetik amaçla çekilen, enstrümente edilmeden bırakılan sahalardan mümkün olduğunca bağımsız olabilmek için yuvarlak kanallı alt kesici dişleri kullandık. Literatürde az da olsa alt keser dişlerle ilgili çatlakların ve kırılma direncinin incelendiği çalışmalar vardır.⁹⁵⁻⁹⁸ Alt keser dişler oval yapısı itibari ile vertikal kök kırığına daha çok maruz kalır.²⁴ Bu yüzden çalışmamızda diğer dişlere oranla daha zayıf olan alt kesici dişler seçildi.

Alt keser dişlerin anatomileri birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır.⁹⁹⁻¹⁰³ Son yıllarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan çalışmada alt kesici dişlerde tip 1, 2, 3 ve 4 kök kanal konfigürasyonları tespit edilmiştir.¹⁰⁴ Bizde

çalışmamızda konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak, tip 1 konfigürasyona sahip alt kesici dişleri kullandık.

Ertaş ve ark.¹⁰⁵ dişlerin kırılma direncini araştırdıkları çalışmasına göre dişlerin hacim ve ağırlıklarının, bukkolingual ve mesiodistal çaplardan daha etkili olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da örneklerin boyutlarını standardize edebilmek için dijital kumpas ile bukkolingual ve mesiodistal çaplar ölçüldü ve belli ölçülerdeki dişler çalışmaya dahil edildi. Daha sonra ağırlıklarına göre gruplara dağıtıldı.

Çalışmada yeni çekilmiş dişler kullanılmaya çalışıldı. Dişlerin deney başlangıcına kadar bekletildiği solüsyonlardaki kimyasal maddelerin dişlerin yapısında bir takım değişikliklere neden olabileceği gösterilmiştir.¹⁰⁶ Çekilmiş dişleri bekletme solüsyonu olarak distile su, steril salin solüsyonu ve timol solüsyonu çalışmalarda kullanılmaktadır.^{107, 108} Distile suyun dentin üzerine çok az etkisi olduğu için bizde diğer çalışmalarda olduğu gibi dişler çalışmamızda kullanılmaya kadar distile su içinde beklettik.^{109, 110}

Endodontik tedavide kök kanallarının dezenfeksiyonunda farklı irrigasyon solüsyonları kullanılmaktadır, ancak bunlar dentinin kimyasal ve yapısal kompozisyonunu etkileyebilir. Kök kanallarının preparasyonunda, kanal duvarları ve dentin kanalları boyunca oluşan smear tabakası, kanal dolgusunun kanal duvarına adaptasyonunu etkileyen bir bariyer gibi davranır.¹¹¹ Smear tabakası literatür de çok tartışmalı bir konudur. Torabinejad ve ark.¹¹²'nin çalışmasına göre dentin kanallarında kalmış ve smear tabakası tarafından hapsedilmiş bakterilerin, smear tabakası uzaklaştırıldığında, dentin tübüllerinin açıldığını ve bakterilerin dentin kanallarında, smear tabakası var olan gruba göre çok daha fazla kolonize olduğunu bildirmiştir. Aynı şekilde başka araştırmacılar da smear tabakasının korunmasının bakteri ve ürünlerinin geçişini engelleyeceğini iddia etmektedir.¹¹³⁻¹¹⁵ NaOCl %1-5.25'lik konsantrasyondaki

kullanımı antimikrobiyal etkinliğinin yanında vital ve nekrotik dokuları çözmeye etkisinden dolayı en çok tavsiye edilen irrigasyon solüsyonudur.¹¹⁶ Ancak NaOCl'nin tek başına kullanımı kök kanal preparasyonu sırasında oluşan Smear tabakasının inorganik komponentlerini çözememektedir.¹¹⁷ Genelde araştırmacılar NaOCl ve EDTA beraber kullanımı kök kanal duvarlarından smear tabakasının kaldırılmasında oldukça etkili olduğunu göstermişlerdir.¹¹⁸ Bir şelasyon ajanı olan EDTA'nın kök kanal duvarlarında kullanımı, kök kanal patlarının dentine daha yüksek adezyon değerleri ile bağlanması ile sonuçlanır. EDTA dişin mineral matriksini etkiler ve biyomekanik preparasyon sırasında oluşan smear tabakasının kaldırılmasına yardımcı olur ve kanal patlarının dentin tübüllerine olan penetrasyonunu artırır. Smear tabakasının organik komponentinin kaldırılmasında 10 ml %5.25'lik NaOCl, inorganik komponentinin kaldırılmasında ise 10 ml %17'lik EDTA solüsyonu tavsiye edilmektedir.^{119, 120} Ancak bazı araştırmacılara göre EDTA gibi şelasyon ajanlarının uzun süreli uygulanması dentin yüzeyinde kolayca erozyon oluşmasına ve mikrosertliğin azalmasına sebep olabilir¹²¹ ve mikrosertliğin düşmesi de dişlerin kırılma direncini etkileyebilir.¹²² EDTA'nın düşük konsantrasyonlarda ve daha kısa sürelerde uygulanması ile erozyon etkisi azaltılabilir.^{118.}¹²³ şen ve ark. farklı konsantrasyonlardaki EDTA'nın (%15, %10, %5, %1) kök kanallarına etkisini inceledikleri çalışmasında, smear tabakasını kaldırma etkinlikleri arasında bir fark olmadığını, ancak %1' lik EDTA' nın daha az erozyona sebep olduğu bildirmiştir.¹²³ Uzunoğlu ve ark.¹²⁴ 2012 yılında EDTA'nın farklı konsantrasyon ve sürelerde uygulanmasının dişlerin kırılma direncine olan etkisini inceledikleri çalışmasında, % 17' lik EDTA nın 1 dk. kullanımının dişlerin kök direncini azaltmadığı hatta artırdığını rapor etmişlerdir. Bu sonuç smear tabakasının kalkması ile kök kanal patlarının dentin tübüllerine olan penetrasyonun artması ile açıklanabilir.

Smear tabakasının kaldırmasında dentini demineralize eden %15-17'lik EDTA solüsyonlarının, organik dokuları çözebilen %1-6 NaOCl ile birlikte kullanılması önerilmektedir.^{119, 125} Bizde çalışmamızda her alet değişiminde 2 ml %2.5 NaOCl ile irrigasyon yaptık. Final yıkama olarak 1 dk. 5 ml %17 EDTA ve 1 dk 5 ml %2.5 NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Son olarak diğer irrigasyon solüsyonlarının etkilerini nötralize etmek için 5 ml distile su kullanıldı.

Literatürde kök kanal dolgu maddelerinin ve kök kanal patlarının vertikal kırılma direncine etkisini inceleyen birçok çalışma vardır. Schafer ve ark.¹²⁶ kanalları genişletilmemiş dişleri ve genişletilmiş ama doldurulmayan dişleri karşılaştırdığı çalışmalarında, kanalları genişletilmeyen dişlerin kırılma direncinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek çıktığını rapor etmişlerdir.

Karapınar ve ark.¹²⁷ çalışmalarında kanalları genişletilip doldurulmamış köklerin kırılma dirençlerinin çok düşük olduğunu, kök kanallarının doldurulmasının dişlere direnç kazandırdığını bildirmiştir. Yapılan başka bir çalışmada ise kök kanalları doldurulmuş örneklerin hiçbir işlem yapılmamış örneklere göre kırılma direncinin daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Dentin ve kök kanal patları arasında daha iyi bir adezyon olması için smear tabakasının kaldırılması gerektiği, bu sayede dentin tübüllerine kök kanal patlarının penetrasyonunun artması ile kırılma direncini artıracığı bildirilmiştir.¹²⁸

Zamin ve ark.¹²⁹ dişlerin servikal bölgelerini #30/.08, #30/.10, #70/.12 açıyla şekillendirdikten sonra farklı kök kanal dolgu materyalleri ile doldurup kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, hiçbir dolum materyalinin örneklerin kırılma direncini artırmadığını belirtmişlerdir.

Topçuoğlu ve ark.¹³⁰ 2012 yılında kök kanallarının genişletmesinin belirgin bir biçimde dişin destek dokularını zayıflattığı ve kök kırılma direncinin kök kanalları

genişletilmeyen gruba nazaran istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığını fakat kök kanallarının doldurulmasının kök kırılma direncini artırmadığını bildirmişlerdir.

Ersoy ve Evcil.¹³¹ 2015 yılında farklı kök kanal dolgu maddeleri ve kök kanal patlarının vertikal kök direncine olan etkisini inceledikleri çalışmasında, kontrol grubunun en yüksek değere sahip olduğunu, thermafil dolum tekniğinin ise lateral kondensasyon, System B ve tek kon tekniğine göre kırılma direncini artırdığını bildirmişlerdir.

Holcomb ve ark.¹³² nin çalışmasına göre kanal dolgusu sırasında spreader ile fazla kuvvet uygulanmasının vertikal kök kırığa neden olduğu bildirilmiştir. Ancak bu görüşün aksini iddia eden çalışmalarda mevcuttur. Kök kırığı oluşması için kök kanal dolumu sırasında uygulanandan 5-6 kat daha fazla kuvvete ihtiyaç olduğu bildirilmiştir.^{133, 134}

Literatürde kök kanal dolgu materyallerinin ve bunların uygulanması esnasında oluşan kuvvetlerin dişlerin kök direncine olan etkisini inceleyen çalışmalarda bir fikir birliğine varılamamaktadır. Bizde farklı NiTi döner alet sistemlerinin kırılma direncine olan etkisini incelediğimiz çalışmamızda kök kanal dolum materyallerinin veya işlemlerinin kök direncine olumlu veya olumsuz etkilerini elemine edebilmek için herhangi bir dolum işlemi yapmadık.

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci üzerine olan etkilerinin incelendiği çalışmalarda deney düzeneklerinin çeşitliliğinden dolayı tutarsız ve çelişkili sonuçların ortaya çıkması doğaldır.¹⁰⁷ Genellikle dişlerin kırılma dirençlerinin incelendiği çalışmalarda UTC kullanılmaktadır.^{110, 135, 136} Örnekler kırılma testi için UTC'na yerleştirildikten sonra, klinik koşulları yansıtmaması amacıyla her bir diş belirlenen ekseninde ve kontrollü bir hızda, uç yardımıyla kuvvet uygulanmaktadır.

Örneklerin kırma testi için özel kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir. Sabitleme ortamı olarak epoksi rezin, otopolimerizan akrilik ve polimetil metakrilat kullanılabilir. ¹⁰⁷

Naumann ve ark. ¹⁰⁷ kırılma testlerinde çeşitli test parametrelerinin çalışma sonuçları üzerine etkilerini araştırmışlardır. Önceki çalışmalarda örneklerin gömüldüğü materyal olarak sıklıkla otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığını tespit etmişlerdir. Biz de çalışmamızda örneklerin gömüleceği materyal olarak otopolimerizan akriliği kullandık.

Örneklere kuvvet uygulayacak olan kırma test cihazının çelik küresinin büyüklüğü de önemlidir. Yapılan çalışmalarda okluzal kuvvet uygulamada, kürenin değim noktaları ve küre büyüklüğü araştırılmıştır. Stampalia ve ark. ¹³⁷ 3,9-5 mm çapındaki kürelerin, Burke ve ark. ¹³⁸ 4 mm büyüklüğünde kürelerin kullanımının uygun olacağını bildirmişlerdir. Nasr ve Kader ¹⁰⁸ farklı NiTi döner alet sistemlerinin kırılma direncine olan etkisini inceledikleri çalışmasında 3,6 mm çapa sahip küreler kullanmışlardır. Bizde çalışmamızda örneklere kuvvet uygulamak için 3,6 mm çapında çelik küre kullandık.

Ayrıca kırma testleri uygulanırken örneklere kuvvet uygulayacak kırma test cihazının geliş hızının da önemli olduğu ve normal çiğneme fonksiyonuna yakın bir kuvvet uygulamak için dakikada 1mm'lik hızın yeterli olduğu belirtilmiştir. ^{107,139, 140}. Bizde çalışmamızda cihazın örnekler üzerine geliş hızını diğer çalışmalardaki gibi 1mm/dk olacak şekilde ayarladık.

Sirimai ve ark. ⁷⁶ çalışmalarında örnekleri, dişin doğal destek yapısı ve periodontal ligamentine benzer bir ortam oluşturmak amacıyla akrilik rezin bloklara gömmeden önce ince bir tabaka polivinilsiloksan ölçü maddesi ile kaplamışlardır. Bu madde periodontal ligamenti, akrilik rezin alveolü ve bloklarda kemik socketini taklit etmektedir. Normalde

kök yüzeyine gelen rijit kuvvetler bulunmadığından dolayı bu şekilde hazırladıkları deney düzenekleri ile kök yüzeylerine rijit kuvvetlerin gelmesinden kaçınılması sağlanmıştır. Bizde çalışmamızda dişleri akrilik rezine gömerken aynı deney düzeneğini kullandık.

Kırma çalışmalarında bazı araştırmacılar kökün uzun eksenine dik-horizontal veya açılı-oblik yönde kuvvet uygulamışlardır.^{141, 142} Trope ve Ray¹⁴³, kök kanallarını farklı kök kanal patlarıyla doldurulduktan sonra kırılma direncini ölçmek için 16 mm'ye sabitledikleri örnekleri 12 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin içerisine yerleştirmişler ve dişe 15°lik bir açıyla kuvvet uygulamışlardır. Bu şekilde hazırladıkları deney düzeneğinde dişin akrilik rezine az miktarda gömülmesinden dolayı, akrilik rezin ile dişin bukkal yüzeyinde fazla eğme stresi oluştuğunu ve tüm örneklerin bu ara yüzden kırıldığını tespit etmişlerdir.

Johnson ve ark.¹⁴⁴ dişlerin 4 mm'si akrilik rezin dışında kalacak şekilde örnekleri gömmüşler ve dişin uzun eksenine paralel-vertikal yönde kırma kuvveti uygulamışlardır. Bu çalışmada azalan eğme hareketleri nedeniyle küçük stresler oluştuğunu ve en fazla stresin servikalde oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar dişin uzun eksenine paralel uygulanacak kuvvetin alveol kemiğinin sağlıklı dişe verdiği desteği taklit ettiğini ve gerçek dışı olan eğme hareketleriyle meydana gelen yıkıcı streslerin daha az oluştuğunu belirtmişlerdir.¹⁴⁴

Capar ve ark.¹¹⁰ 9 mm'si dışarda kalacak şekilde örnekleri 4 mm akrilik rezin içerisine yerleştirmişlerdir. UTC' na yerleştirilen örneklere, dişin uzun eksenine paralel-vertikal yönde kuvvet uygulanmıştır.

Ersev ve ark.¹⁴⁵ farklı kök kanal patları ve farklı dolun teknikleri ile doldurdukları örneklerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada Teixeira ve ark.'nın¹³⁹ kullanmış olduğu yöntemle benzer bir şekilde örneklerin apikal kısmının 5 mm'sini akrilik

rezin bloğa gömerek, 8 mm'lik kısmı dışarıda olacak şekilde deney düzeneği hazırlamıştır.

Nasr ve Kader¹⁴⁶ farklı NiTi döner alet sistemlerinin dişlerin kırılma direncine olan etkisini inceledikleri çalışmada 14 mm ye standardize ettikleri örnekleri 8 mm'lik kısmı dışarıda olacak şekilde paralel-vertikal kuvvet uygulamışlardır.

Bizde çalışmamızda dişin uzun eksenine paralel-vertikal yönde kuvvet uygulamaya karar verdik ve 8 mm'si dışarıda kalacak şekilde 13 mm'ye standardize edilmiş örnekleri akrilik rezin içerisine yerleştirdik.

Gerilme kuvvetleri, dentinin gerilme dayanımını aştığı zaman kanal duvarında kırık hatları meydana gelmektedir. Yapılan çalışmalar dikey kök kırıklarının dentin kalınlığının daha az olduğu mesiodistal doğrultudan çok bukkolingual doğrultuda gerçekleştiğini göstermiştir.^{110, 131, 135, 136, 139, 147, 148} Kök kanal şekillendirmesi esnasında, ince dentin duvarlarının dışa doğru esnemesiyle, kalın dentin bölgelerinin iç yüzeylerinde, ek çevresel çekme gerilimi oluştuğunu ve bunun sonucu olarak dişlerin bukkolingual yönde kırıldığı belirtilmiştir.¹⁴⁹ Lertchirakarn ve ark.¹³⁵ 2002 yılında 40 alt çene kesici dişleri üzerinde yaptıkları kırılma direnci çalışmalarında %67,5 oranında bukkolingual, %32,5 oranında ise mesiodistal yönde kırılma olduğunu gözlemlemişlerdir. Lertchirakarn ve ark.¹⁴⁹ 2003 yılında yaptıkları çalışmada, dikey kök kırıklarının bukkolingual doğrultuda olmasının sebebini, proksimal dentin kalınlığının azalmasıyla streslerin bukkolingual yönde oluştuğunu iddia etmiştir. Bizde diğer çalışmalarla paralel olarak 160 adet alt çene kesici dişlerini kullandığımız çalışmamızda kırma testi sonrası, örneklerin 96'sında (%60) bukkolingual yönde kırık hattı tespit ettik. 39 dişte (%24.375) hem bukkolingual hemde mesiodistal yönde kırık hattı tespit ederken, 25 dişte (%15.625) sadece mesiodistal yönde kırık hattı tespit ettik.

NiTi alaşımların endodontide kullanımı oldukça popülerdir. Bu aletlerin paslanmaz çelik aletlere göre üstün mekanik özellikleri olduğu, makaslama ve gerilme elastik modüllerinin düşük olmasından dolayı daha esnek ve kırılmaya dayanıklı oldukları bildirilmiştir.^{47, 150} Zaman içerisinde genişletme sırasında orijinal kanal kurvatürünü koruyabilmek, yeterli mekanik şekillendirme ve temizlik sağlamak, apikal transportasyon, basamak oluşumu gibi hataları en aza indirmek, tedavi süresini kısaltmak için farklı metal alaşımlarına ve tasarımlarına sahip birçok döner NiTi sistem geliştirilmiştir. Bizim çalışmamızda kullandığımız NiTi sistemlerde farklı alaşımlara ve tasarımlara sahiptir.

Bergman ve ark.¹⁵¹ farklı kök kanal aletlerinin şekillendirme etkinliklerini inceledikleri çalışmada aletlerin apikal boyutlarının benzer olmasının önemini bildirmiştir. Bizde farklı kinematiklerin ve farklı NiTi döner alet sistemlerinin kırılma direncine olan etkisini incelediğimiz çalışmamızda, benzer boyutlardaki döner aletleri tercih ettik, çünkü farklı boyutlardaki aletler kullanıldığı zaman daha büyük boyuta sahip döner aletin kullanıldığı örneklerdeki kalan dentin kalınlığının azalmasından dolayı kırılma direnci de azalacaktır. Bu yüzden çalışmamızda apikal çapı #25 ve %8 konikliğe sahip benzer geometrik tasarıma sahip aletler seçmeye çalıştık. Son yıllarda üretici firmalar farklı apikal boyut ve konikliğe sahip eğeler üretmektedir. Dahası bu eğeler değişken konikliğe sahip olup her mm de bu koniklik açısı değişebilmektedir.

Vertikal kök kırığı nadiren gerçekleşmesine rağmen çoğu zaman çekimle sonuçlandığından dolayı en kötü komplikasyonlardan biridir.⁸³ Genellikle vertikal kök kırığı endodontik tedavi görmüş dişlerde gerçekleşmektedir. Kök kanalını gereğinden fazla bir şekilde genişleten preparasyon teknikleri ve fazla koniklik açısına sahip NiTi aletler dikey kök kırığına yol açan faktörlerdendir.¹⁵² Kök kanal duvarları ve alet

arasındaki temas anlık stres oluşumuna böylece dikey kök kırığına yol açan dentin çatlaklarının oluşumuna yol açar.^{149, 153}

Döner aletlerin kırılma direnci üzerine literatürde az sayıda çalışma vardır. Lam ve ark.¹⁵⁴ 2005 yılında K-tipi eğe, Lightspeed (LightspeedTechnology Inc., San Antonio, TX, ABD) ve Greater Taper(GT) (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, ABD) isimli farklı konikliklere sahip sistemleri karşılaştırmışlardır. Daha büyük apikal konikliğe sahip olan Lightspeed ve daha büyük koronal konikliğe sahip olan GT şekillendirme sistemlerinin dişlerin kırılma direncinde bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir.

Zandbiglari ve ark.¹⁵⁵ farklı konikliklere sahip aletlerle şekillendirilmiş dişlerin kırılma direncini inceledikleri çalışmalarında, intakt dişler en yüksek kırılma direncine sahip iken, System GT(Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sisteminin, K-tipi eğeye ve FlexMaster (VDW, Munich, Almanya) sistemine oranla kırılma direncini düşürdüğünü gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada K-tipi eğeler balans-force tekniği ile #40 numaralı alete kadar kullanılmıştır. Flexmaster ve System GT sistemleri ise crown-down tekniği ile sırasıyla %2 koniklik/ #40 ve %4 koniklik/#40 numaralı aletlerle şekillendirme tamamlanmıştır.

Hegde ve ark.⁷¹ K- tipi eğe ile Quantec LX (Sybron Dental Specialties, Orange, CA, ABD), , ProTaper Universal ve V-Taper (Guidance Endodontics, LLC, ABD) gibi koniklik açısına sahip döner aletlerle şekillendirilmiş alt küçük azı dişlerinin kırılma dirençlerini karşılaştırmıştır. K-tipi eğelerle beraber Gates-glidden frezleri koronal genişletme için kullanılmıştır ve 4 farklı sistemde de %8 konikliğe sahip #25 numaralı aletlerle şekillendirme tamamlanmıştır. Bu döner aletlerle K-tipi eğe grubu arasında kırılma direnci açısından istatistiksel bir fark oluşmadığı bildirilmiştir.

Çapar ve ark.¹¹⁰ 2014 yılında yaptıkları çalışmaya göre ProTaper Universal ve SAF sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, ProTaper Universal sistemi ve SAF sistemi arasında istatistiksel fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Tavanafar ve ark.¹⁵⁶ NiTi K-tipi eğe, BioRace (BR, FKG Dentaire; La-Chaux-de-Fonds, İsviçre) ve WaveOne sistemleri ile şekillendirilen dişlerin kırılma direncini inceledikleri çalışmasında, bütün sistemlerin kontrol grubuna göre kırılma direncini düşürürken, WaveOne grubunun kırılma direncini, el aleti ve BioRace gruplarına göre daha az düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bütün gruplarda örnekler #40 numaralı apikal boyuta sahip aletlerle şekillendirilirken, Waveone %8 konikliğinde, BioRace ise %4 konikliğinde ki alet ile şekillendirilmiştir. Araştırmacılar bu sonuçların aletlerin fleksibilitesi ve tasarımlarından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

Literatürde az sayıdaki NiTi aletlerle şekillendirilmiş dişlerin vertikal kırılma dirençleriyle ilgili çalışmalarda bir fikir birliğine varılamamaktadır. Kök kanallarının şekillendirilmesi süresince kalan dentin miktarının azalması ile dişlerin kırılma dirençlerinin azalması kaçınılmazdır, ancak döner aletler ile kök kanalları şekillendirilirken kırılma direncini etkileyen tek faktör kalan dentin miktarı değildir. Araştırmacılar NiTi döner aletlerin kesit ve eksen özelliklerine ve fleksibilitelerine bağlı olarak, dentin duvarıyla temas ettikleri bölgelerde oluşturdukları streslerle el aletlerine oranla, dentinde çatlak hattı, parsiyel veya vertikal kırık gibi dentin çatlaklarının oluşma riskinin arttığını ve bu çatlakların, kanal doldurma ve çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle vertikal kök kırığına dönüşme ihtimalinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir.^{20, 82, 95, 146}

Karataş ve ark.²³ ProTaper Universal, ProTaper Next, TF Adaptive ve WaveOne sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda koronal ve orta kesitler arasında fark bulamazken, apikal kesitlerde TF Adaptive ve ProTaper Next gruplarının daha az çatlak oluşumuna neden olduğunu bildirmişlerdir.

Çiçek ve ark.¹⁵⁷ mandibular molarların mesial köklerinde yapmış oldukları mikroçatlak çalışmasında, ProTaper Universal, ProTaper Next ve WaveOne aletleri arasında bir fark bulamamışlardır.

Ashwinkumar ve ark.¹⁵⁸ tarafından yapılan başka bir çalışmada K-tipi eğeler, ProTaper Universal el aletleri, ProTaper Universal döner aleti ve WaveOne kıyaslanmıştır. Kontrol ve K-tipi eğelerde çatlak bulunmazken en çok çatlak ProTaper Universal döner aletinde bulunmuştur.

Ayarlanabilir resiprokal hareket yapan endodontik motorlarla rotasyon hareketiyle çalışan endodontik aletler resiprokal hareketlerle de kullanılabilir. Kansal ve ark.¹⁵⁹ ProTaper Universal F2 eğesini resiprokal hareketle kullandıkları dentin çatlağı çalışmasında, resiprokal hareketle çalışan WaveOne ve ProTaper Universal resiprokasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmazken, ProTaper Universal rotasyon grubunun daha çok çatlağa neden olduğunu bildirmişlerdir. WaveOne ve ProTaper Universal resiprokasyon grupları arasındaki fark ise, resiprokal harekette kullandıkları farklı açılardan kaynaklanabileceğini öne sürmüşlerdir. WaveOne SYT 170°-SY 50° açılarla kullanılmakta iken, ProTaper Universal çalışmada SY 144°-SYT 72° açılarla kullanılmıştır.

Nasr ve Kader¹⁰⁸ tarafından rotasyon ve resiprokal hareketlerin kıyaslandığı başka bir çalışmada, ProTaper Universal F2 rotasyon veya resiprokasyon hareketinde kullanıldığında fark yokken WaveOne grubunda istatistiksel olarak daha az çatlak oluştuğunu bildirmişlerdir. Bu araştırmacılar ProTaper Universal rotasyon grubunda diğer çalışmalardan farklı olarak rotasyon hareketinde sadece ProTaper Universal F2 eğesini kullanmışlardır.

Aynı çalışmada ProTaper Universal ve WaveOne sistemlerinin köklerin kırılma direncine olan etkisini de karşılaştıran araştırmacılar, WaveOne grubunun kırılma

direncini, ProTaper Universal rotasyon ve resiprokasyon gruplarına göre daha yüksek bulmuşlardır. Araştırmacılar hareket kinematiğinden ziyade bu aletlerin metalürjisi ve tasarımının dentin hasarı oluşumunda daha etkili olduğunu ileri sürmektedirler.

Ayrıca Nasr ve Kader¹⁰⁸ in bu çalışmasının sonuçlarına göre çatlak çalışmaları ve kırılma direnci çalışmaları arasında direk bir ilişki olduğunu da ortaya koymaktadır.

Biz çalışmamızda popüler kök kanal şekillendirme sistemlerini seri halinde kendi üretici firma talimatlarında kullandık, ancak bütün eğelerin hareket prensipleri farklı olduğu için aynı grupların son eğelerini aynı resiprokasyon hareket prensibinde kullandık. Resiprokal hareket için ise WaveOne sistemi baz alındı.

Bizim çalışmamızda önceki çalışmalarla uyumlu olarak, aynı ege sistemini seri halinde rotasyon veya son eğeyi resiprokasyon modunda kullandığımızda kırılma direnci açısından bir fark yaratmamıştır. En yüksek değerler kontrol grubunda olmak üzere, TF Adaptive ve WaveOne grupları ile kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken, ProTaper Universal ve ProTaper Gold grupları kırılma direncini istatistiksel olarak anlamlı olarak azaltmaktadır. Hemen hemen aynı boyutlara sahip bu aletlerin aynı hareket kinematiğinde kullanıldığında kırılma direncini farklı şekilde etkilemelerinin sebebi olarak farklı metalürji ve geometrik tasarıma sahip olmaları olduğunu düşünüyoruz. ProTaper Universal konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilmektedir. ProTaper Gold ise ProTaper Universal ile aynı geometrik tasarıma sahiptir ancak şekil hafızası azaltılmış bir metalürjiye sahiptir. Bu da eğeye artmış bir fleksibilite sağlamaktadır. WaveOne ve TF Adaptive sistemlerine ise ısıl işlem uygulanarak fleksibiliteleri konvansiyonel NiTi alaşımlara göre artırılmıştır. Dentsply firması bu tele M-wire derken, SybroEndo firması R-phase olarak isimlendirmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İn vitro olarak gerçekleştirilen çalışmamızda gereç ve yöntem sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. ProTaper Universal, ProTaper Universal resiprokasyon, ProTaper Gold ve ProTaper Gold resiprokasyon gruplarının dişlerin kırılma dirençlerini azalttığı görülmüştür.
2. TF Adaptive, TF Adaptive resiprokasyon ve WaveOne grupları ile kontrol grubu arasında köklerin kırılmaya karşı dirençleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
3. Aynı eğe sistemi resiprokasyon ve rotasyon kinematiklerinde kullanıldığında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak fark yoktur.

Farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin kırılma direncine olan etkisini araştıran daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Bayırlı G. *Endodontik Tedavi*, 1. Baskı. İstanbul, İ.Ü Basımevi, 1991: 387-441
2. Cunningham WT, Martin H. A scanning electron microscope evaluation of root canal debridement with the endosonic ultrasonic synergistic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1982, 53: 527-531.
3. Tauber R, Morse DR, Sinai IA, Furst ML. A magnifying lens comparative evaluation of conventional and ultrasonically energized filing. *J Endod*, 1983, 9: 269-274.
4. Timpawat S, Amornchat C, Trisuwan WR. Bacterial coronal leakage after obturation with three root canal sealers. *J Endod*, 2001, 27: 36-39.
5. Wennberg A, Orstavik D. Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *Int Endod J*, 1990, 23: 13-19.
6. Meyer G, Hulsmann M. Preparation of root canals. *Zahnarztl Mitt*, 1991, 81: 864-870.
7. Alaçam T. *Endodonti*, Ankara, Barış Yayınları, 2000: 225-287.
8. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J*, 1985, 18: 1-7.
9. Al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG. Comparison of six files to prepare simulated root canals. 1. *Int Endod J*, 1992, 25: 57-66.
10. Al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG, Doller R. Comparison of six files to prepare simulated root canals. 2. *Int Endod J*, 1992, 25: 67-81.
11. 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: 146-151.

12. Kum KY, Spangberg L, Cha BY, Il-Young J, Msd, Seung-Jong L, Chan-Young L. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod*, 2000, 26: 719-723.
13. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 2002, 35: 505-513.
14. Schafer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2001, 92: 215-220.
15. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 1988, 14: 346-351.
16. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, 2004, 30: 234-237.
17. Knowles KI, Hammond NB, Biggs SG, Ibarrola JL. Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *J Endod*, 2006, 32: 14-16.
18. 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: 389-392.
19. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Smooth flexible versus active tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 2002, 35: 820-828.
20. 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: 236-238.

21. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod*, 2012, 38: 505-509.
22. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod*, 2014, 40: 1638-1641.
23. Karatas E, Gunduz HA, Kirici DO, Arslan H, Topcu MC, Yeter KY. Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. *J Endod*, 2015, 41: 261-264.
24. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod*, 2005, 31: 288-292.
25. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, 2006, 39: 931-939.
26. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, 1999, 25: 506-508.
27. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 1997, 23: 533-534.
28. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod*, 1999, 25: 99-104.
29. Blum JY, Parahy E, Micallef JP. Analysis of the forces developed during obturation: warm vertical compaction. *J Endod*, 1997, 23: 91-95.

30. Dulaimi SF, Wali Al-Hashimi MK. A comparison of spreader penetration depth and load required during lateral condensation in teeth prepared using various root canal preparation techniques. *Int Endod J*, 2005, 38: 510-515.
31. 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: 283-287.
32. Alaçam T. *Endodonti*, İskitler, Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2012: 405-406.
33. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials, and Devices. In:Hargreaves KM, Cohen S (editörler). *Cohen's Pathways of The Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 230-231.
34. Alaçam T. *Endodonti*. İskitler, Ankara, Özyurt matbaacılık, 2012: 355-357
35. Jİ İngle JT. *Endodontics*. 3rd ed. Philadelphia, Lea&Febiger, 1985: 100-122
36. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 1997, 13: 51-64.
37. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1989, 67: 198-207.
38. Çalışkan K. *Endodontide Tanı Ve Tedaviler*, 2 Baskı. Çapa, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri ltd. şti., 2006: 280.
39. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials, and Devices. In:Hargreaves KM, Cohen S (editörler). *Cohen's Pathways of the Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 231.
40. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials, and Devices. In:Hargreaves KM, Cohen S (editörler). *Cohen's Pathways of The Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 233.

41. Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. The risk of furcal perforation in mandibular molars using Gates-Glidden drills with anticurvature pressure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2005, 99: 378-382.
42. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*, 2005, 10: 30-76.
43. Çalışkan K. *Endodontide Tanı ve tedaviler*, 2. Baskı. Çapa, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2006.
44. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*, 2013, 29: 3-17.
45. Alaçam T. *Endodonti*, İskitler, Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2012: 374.
46. Çalışkan K. *Endodontide tanı ve tedaviler*. 2. Baskı. Çapa, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2006: 300-309.
47. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 2000, 33: 297-310.
48. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int Endod J*, 2004, 37: 849-859.
49. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials, and Devices. In:Hargreaves KM, Cohen S (editörler). *Cohen's Pathways of The Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 233-236.
50. Kocabalkan E. Dişhekimliğinde mikro sızıntı tespit yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1993, 3: 52-56.
51. http://www.dentsplymaillefer.com/#/218x624/218x7718/line_218x7729/product_218x8901/.

52. http://www.dentsplymaillefer.com/#/218x624/218x7718/line_218x7727/product_218x7740/.
53. Peters OA, Peters CI. Cleaning and shaping of the Root Canal System. In: Kenneth M. Hargreaves SC (editör). *Cohen' s Pathways of The Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 299-302.
54. <https://e-ecodent.gr/images/ProductsInfo/MAILLEFER/sequence.pdf>.
55. http://www.tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content_-_Endo_Access_Shaping/Brochure_for_ProTaper_Gold.sflb.ashx.
56. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod*, 2010, 36: 679-690.
57. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J Endod*, 2010, 36: 691-696.
58. Musikant BL, Cohen BI, Deutsch AS. Comparison instrumentation reamers and files versus a flat-sided design of conventional noninterrupted, flat-sided design. *J Endod*, 2004, 30: 107-109.
59. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, 2008, 41: 339-344.
60. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*, 2012, 38: 541-544.
61. http://www.tulsadentalspecialties.com/Libraries/Tab_Content_-_Endo_Access_Shaping/TDS_RT_WvOn_Bro_01_11_LR_1.sflb.ashx.
62. Altun FY. Endodontide Kök Kanalı Hazırlanmasında Kullanılan Nikel-Titanyum Döner Hareket Ve Resiprokasyon Hareketi Yapan Sistemlerin Karşılaştırılması.

Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi, 2013.

63. http://www.sybronendo.com.mx/wp-content/uploads/2013/12/Elements-Motor_07.jpg.
64. <http://www.oralhealthgroup.com/news/tf-adaptive-a-novel-approach-to-nickel-titanium-instrumentation-rotary-when-you-want-it/1002269594/?&er=NA>.
65. http://web.sybronendo.com/Portals/162977/docs/tfa_tech_noruler.pdf.
66. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials, and Devices. In: Kenneth M. Hargreaves SC (editör). *Cohen's Pathways of The Pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 238,239.
67. Sjogren U, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of ultrasonic root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1987, 63: 366-370.
68. Peters OA, Peters CI. Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Hargreaves KM, Cohen S (editörler). *Cohen's Pathways of the pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2011: 308-310.
69. http://de.acteongroup.com/out/pictures/DownloadHandler/Files/einstellungen_frendo-feilen122013-endocenterendodual.pdf.
70. Parashos P, Messer HH. The diffusion of innovation in dentistry: a review using rotary nickel-titanium technology as an example. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2006, 101: 395-401.
71. Hegde MN, Shetty S, Godara N. Evaluation of fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation—an in vitro study. *Endodontology*, 2008, 20: 22-29.

72. Alaçam A. Travma Nedeniyle Oluşan Diş Yaralanmaları ve Tedavileri. İçinde: Alaçam T (editör). *Endodonti*, İskitler, Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2012: 1014-1017.
73. Wang P, He W, Sun H, Lu Q, Ni L. Detection of vertical root fractures in non-endodontically treated molars using cone-beam computed tomography: a report of four representative cases. *Dent Traumatol*, 2012, 28: 329-333.
74. Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci*, 2010, 52: 593-597.
75. Valiozadeh S, Khosravi M, Azizi Z. Diagnostic accuracy of conventional, digital and Cone Beam CT in vertical root fracture detection. *Iranian Endodontic Journal*, 2011, 6: 15-20.
76. 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-core systems. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 262-269.
77. Bishop K, Dummer PM. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *Int Endod J*, 1997, 30: 25-34.
78. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J*, 1999, 44: 75-87.
79. Tsesis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. *J Endod*, 2010, 36: 797-800.

80. Aydin B, Kose T, Caliskan MK. Effectiveness of HERO 642 versus Hedstrom files for removing gutta-percha fillings in curved root canals: an ex vivo study. *Int Endod J*, 2009, 42: 1050-1056.
81. 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: 1190-1193.
82. 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: 232-235.
83. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. *Endodontic topics*, 2006, 13: 84-94.
84. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1972, 34: 661-670.
85. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 458-467.
86. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod*, 2003, 29: 529-534.
87. Pilo R, Corcino G, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with hand and rotatory instruments. *J Endod*, 1998, 24: 401-404.
88. Gher ME, Jr., Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Assoc*, 1987, 114: 174-177.
89. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13 Baskı. 1600 John F. Kennedy Blvd. Ste 1800 Philadelphia, Elsevier Mosby, 2012: 42.

90. 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: 5209-5221.
91. El Mowafy OM, Watts DC. Fracture toughness of human dentin. *J Dent Res*, 1986, 65: 677-681.
92. Rivera EM, Walton RE. Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. *Endodontic topics*, 2007, 16: 82-111.
93. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent*, 1991, 66: 181-187.
94. Burklein S, Tsotsis P, Schafer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, 2013, 39: 501-504.
95. Capar ID, Saygili G, Ergun H, Gok T, Arslan H, Ertas H. Effects of root canal preparation, various filling techniques and retreatment after filling on vertical root fracture and crack formation. *Dent Traumatol*, 2014.
96. Ustun 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*, 2015, 9: 41-46.
97. Karatas E, Arslan H, Alsancak M, Kirici DO, Ersoy I. Incidence of Dentinal Cracks after Root Canal Preparation with Twisted File Adaptive Instruments Using Different Kinematics. *J Endod*, 2015.
98. Arslan H, Barutcgil C, Karatas E, Topcuoglu HS, Yeter KY, Ersoy I, Ayranci LB. Effect of citric acid irrigation on the fracture resistance of endodontically treated roots. *Eur J Dent*, 2014, 8: 74-78.

99. Madeira MC, Hetem S. Incidence of bifurcations in mandibular incisors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1973, 36: 589-591.
100. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1984, 58: 589-599.
101. Caliskan MK, Pehlivan Y, Sepetcioglu F, Turkun M, Tuncer SS. Root canal morphology of human permanent teeth in a Turkish population. *J Endod*, 1995, 21: 200-204.
102. Sert S, Aslanalp V, Tanalp J. Investigation of the root canal configurations of mandibular permanent teeth in the Turkish population. *Int Endod J*, 2004, 37: 494-499.
103. Arslan H, Ertas H, Ertas ET, Kalabalık F, Saygılı G, Capar ID. Evaluating root canal configuration of mandibular incisors with cone-beam computed tomography in a Turkish population. *Journal of Dental Sciences*, 2014.
104. Çalışkan K. *Endodontide Tanı Ve Tedaviler*, 2 Baskı. Çapa, İstanbul, Nobel Tıp kitap evleri, 2006: 234.
105. Ertas H, Sagsen B, Arslan H, Er O, Ertas ET. Effects of physical and morphological properties of roots on fracture resistance. *Eur J Dent*, 2014, 8: 261-264.
106. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 1993, 9: 79-84.
107. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil*, 2009, 36: 299-312.

108. 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: 849-851.
109. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *J Dent*, 1996, 24: 417-423.
110. 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*, 2014, 40: 551-554.
111. Oksan T, Aktener BO, Sen BH, Tezel H. The penetration of root canal sealers into dentinal tubules. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J*, 1993, 26: 301-305.
112. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod*, 1990, 16: 566-569.
113. Drake DR, Wiemann AH, Rivera EM, Walton RE. Bacterial retention in canal walls in vitro: effect of smear layer. *J Endod*, 1994, 20: 78-82.
114. Galvan DA, Ciarlone AE, Pashley DH, Kulild JC, Primack PD, Simpson MD. Effect of smear layer removal on the diffusion permeability of human roots. *J Endod*, 1994, 20: 83-86.
115. Safavi KE, Spangberg LS, Langeland K. Root canal dentinal tubule disinfection. *J Endod*, 1990, 16: 207-210.
116. Oliveira LD, Carvalho CA, Nunes W, Valera MC, Camargo CH, Jorge AO. Effects of chlorhexidine and sodium hypochlorite on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007, 104: e125-128.

117. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod*, 2006, 32: 389-398.
118. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod*, 2002, 28: 17-19.
119. Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod*, 1983, 9: 137-142.
120. Goldman M, Goldman LB, Cavaleri R, Bogis J, Lin PS. The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: Part 2. *J Endod*, 1982, 8: 487-492.
121. Ozdemir HO, Buzoglu HD, Calt S, Cehreli 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: 204-208.
122. Moshaverinia A, Brantley WA, Chee WW, Rohpour N, Ansari S, Zheng F, Heshmati RH, Darr JA, Schricker SR, Rehman IU. Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dent Mater*, 2010, 26: 1137-1143.
123. Sen BH, Erturk O, Piskin B. The effect of different concentrations of EDTA on instrumented root canal walls. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2009, 108: 622-627.
124. 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: 1110-1113.
125. Teixeira CS, Felipe MC, Felipe WT. The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis. *Int Endod J*, 2005, 38: 285-290.

126. Schafer E, Zandbiglari T, Schafer J. Influence of resin-based adhesive root canal fillings on the resistance to fracture of endodontically treated roots: an in vitro preliminary study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007, 103: 274-279.
127. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J*, 2009, 42: 705-710.
128. Jainan A, Palamara JE, Messer HH. The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. *Int Endod J*, 2009, 42: 136-143.
129. Zamin C, Silva-Sousa YT, Souza-Gabriel AE, Messias DF, Sousa-Neto MD. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*, 2012, 28: 282-286.
130. Topcuoglu HS, Arslan H, Keles A, Koseoglu M. Fracture resistance of roots filled with three different obturation techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2012, 17: e528-532.
131. Ersoy I, Evcil MS. Evaluation of the effect of different root canal obturation techniques using two root canal sealers on the fracture resistance of endodontically treated roots. *Microsc Res Tech*, 2015.
132. Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod*, 1987, 13: 277-284.
133. Piskin B, Aydin B, Sarikanat M. The effect of spreader size on fracture resistance of maxillary incisor roots. *Int Endod J*, 2008, 41: 54-59.
134. 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: e64-70.
135. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod*, 2002, 28: 217-219.
 136. Monteiro J, de Ataide Ide N, Chalakkal P, Chandra PK. In vitro resistance to fracture of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod*, 2011, 37: 828-831.
 137. Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent*, 1986, 55: 694-698.
 138. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent*, 1993, 18: 230-236.
 139. 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: 646-652.
 140. Hurmuzlu F, Kiremitci A, Serper A, Altundasar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod*, 2003, 29: 838-840.
 141. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod*, 2007, 33: 480-483.
 142. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod*, 2006, 32: 350-353.

143. Trope M, Ray HL, Jr. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1992, 73: 99-102.
144. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000, 90: 360-364.
145. Ersev H, Yilmaz B, Pehlivanoglu E, Ozcan-Caliskan E, Erisen FR. Resistance to vertical root fracture of endodontically treated teeth with MetaSEAL. *J Endod*, 2012, 38: 653-656.
146. Abou El Nasr HM, Abd El Kader KG. Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *J Endod*, 2014, 40: 849-851.
147. Walton RE, Michelich RJ, Smith GN. The histopathogenesis of vertical root fractures. *J Endod*, 1984, 10: 48-56.
148. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*, 1999, 32: 376-380.
149. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*, 2003, 29: 523-528.
150. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 2002, 28: 716-720.
151. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*, 2001, 14: 324-333.
152. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod*, 2006, 32: 1160-1163.

153. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod*, 2010, 36: 1195-1199.
154. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*, 2005, 31: 529-532.
155. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2006, 101: 126-131.
156. Tavanafar S, Karimpour A, Karimpour H, Saleh AM, Saeed MH. Effect of Different Instrumentation Techniques on Vertical Root Fracture Re-sistance of Endodontically Treated Teeth. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 2015, 16: 50-55.
157. Cicek E, Kocak MM, Saglam BC, Kocak S. Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: a scanning electron microscopy study. *Scanning*, 2015, 37: 49-53.
158. Ashwinkumar V, Krithikadatta J, Surendran S, Velmurugan N. Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. *Int Endod J*, 2014, 47: 622-627.
159. Kansal R, Rajput A, Talwar S, Roongta R, Verma M. Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod*, 2014, 40: 1443-1446.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	: Ahmet Demirhan Uygun
Doğum tarihi	: 06.02.1987
Doğum yeri	: Samsun
Medeni hali	: Bekar
Uyruğu	: T.C.
Adres	: Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM
Tel	: 05057513705
Faks	:
E-mail	: ademirhan100@hotmail.com
EĞİTİM	
Lise	: Özel Konya İdeal Lisesi (2004)
Lisans	: Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi (2004-2010)
Yüksek lisans	
Uzmanlık	: Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı (20012-2015)
YABANCI DİL BİLGİSİ	
İngilizce	: Orta derecede (ÜDS 76.25)
ÜYE OLUNAN MESLEKİ KURULUŞLAR	
İLGİ ALANLARI, HOBİLER	

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 04.03.2015

Oturum Sayısı: 02/2015

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ
Araştırmanın Açık Adı	Farklı Niti Döner Alet Sistemlerinin Farklı Kinematiklerde Kullanımının Vertikal Kök Direncine Olan Etkisi
Karar No	7.
Ahnan Karar	Sorumlu Araştırmacı Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Ahmet Demirhan UYGUN'un yürüteceği "Farklı Niti Döner Alet Sistemlerinin Farklı Kinematiklerde Kullanımının Vertikal Kök Direncine Olan Etkisi" konulu uzmanlık tezi çalışmasının yapılmasında bilimsel ve etik açılarından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. İsmail CEYLAN

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KIKI