



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN
KÖK DENTİN KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Eda GÜRSU

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2018



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN
KÖK DENTİN KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Eda GÜRSU

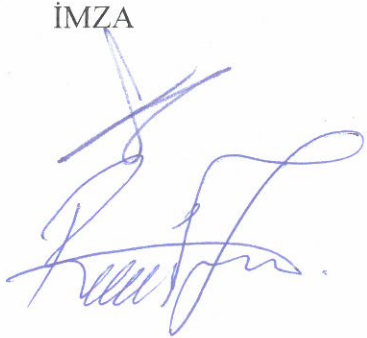


UZMANLIK TEZİ

**Yrd. Doç. Dr. Recai ZAN
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

SİVAS

2018

“Farklı Kök Kanal Şekillendirme Sistemlerinin Kök Dentin Kırılma Direnci Üzerine Etkisi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Doç. Dr. Hüseyin Sinan TOPÇUOĞLU	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Recai ZAN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ	

ONAY

Bu tez çalışması, 26.01.2018 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI



En Değerlilerim Anneme ve Babama İthaf Ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürem boyunca beni yalnız bırakmayan, bilgilerini, ilgi ve desteğini esirgemeyen Sayın dekan yardımcım ve danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Recai ZAN'a,

Tezım süresince bilgi ve tavsiyelerinden yararlandığım Endodonti Anabilim dalı öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ'a

Asistanlık ve tez sürecimde desteğini esirgemeyen Sayın Dekanım Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a

Asistanlığım ve tezım süresince her daim yanımda olduğunu hissettiğim, iyi ve kötü zamanlarımın vazgeçilmezi olan, artık öz ablam olarak gördüğüm Sayın Yrd. Doç. Dr. Aysan LEKTEMUR ALPAN'a

Asistanlığım ve tezım sürecince arkadaşlığımı, bilgisini, deneyimlerini sevgiyle her koşulda bana sunan, arkadaştan öte kardeşim diyebileceğim Sayın Dr. Dt. Esra AĞAOĞLU'na

Tezımın pratik aşamasında ve tezım süresince her ihtiyacım olduğunda yardımını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Melih ÜLGEY'e

Tanımdan ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bütün asistan arkadaşlarıma,

Hayatta sahip olunabilecek en güzel hediye, her daim, her kararında bana olan güvenlerini ve desteklerini arkamda hissettiren canım anneme, babama, abime

Tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

FARKLI KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN KÖK DENTİN KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ

Dt. Eda GÜRSU

Endodonti Anabilim Dalı

Sivas

2017

Çalışmamızın amacı; kök kanal şekillendirmesinde kullanılan ProTaper Next, One Shape New Generation, WaveOne Gold döner alet sistemlerinin kök dentin kırılma direnci üzerine etkilerinin incelenmesidir.

Bu çalışmada, periodontal ya da ortodontik sebeple çekilmiş 80 adet tek kök ve tek kanallı daimi alt küçük azı dişleri kullanıldı. Tüm dişlerden mezio-bukkal ve bukko-lingual yönde periapikal radyografiler alınarak birden fazla kanallı, kök kanal kalsifikasyonu tespit edilen ve foramen apikale gelişimini tamamlamamış olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişlerin koronal kısımları, çalışma uzunlukları 13-14 mm olacak şekilde su soğutması altında elmas diskler ile uzaklaştırılarak standardize edildi. Dişler rastgele olarak 4 çalışma grubuna ayrıldı.

Grup 1 (Kontrol Grubu): 20 dişin kök kanallarının şekillendirme işlemi, el eğeleri ile step-back tekniği uygulanarak gerçekleştirildi.

Grup 2: 20 dişin kök kanallarının şekillendirme işlemi, One Shape New Generation (OSNG) Ni-Ti döner eğe sistemi kullanılarak yapıldı.

Grup 3: 20 dişin kök kanallarının şekillendirme işlemi, Protaper Next (PTN) Ni-Ti döner eğe sistemi kullanılarak düşük apikal basınçla uygulandı.

Grup 4: 20 dişin kök kanallarının şekillendirme işlemi, WaveOne Gold (WOG) Ni-Ti döner eğe sistemi kullanılarak yapıldı.

Kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında, her bir örnek için toplam 20 ml %1'lik NaOCl kullanıldı ve kök kanalları kağıt koniler ile kurutuldu. Şekillendirme işlemi tamamlanan köklerin kanalları Elements Free Obtürasyon Sistemi ile dolduruldu. Dolumu tamamlanmış dişlere, Universal test cihazı (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, İngiltere) ile 5 mm çapındaki küresel uç yardımıyla kırık meydana gelene kadar vertikal kuvvet uygulandı (1 mm/min). Kırılmanın meydana geldiği maksimum kuvvet, her diş için ayrı ayrı olmak üzere Newton cinsinden kaydedildi.

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (ver:22.0) programına yüklenerek verilerin dağılımlarının normalliği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Veri dağılımları normal olduğundan parametrik testler uygulandı. Grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi, post hoc Tukey testi uygulandı ve yanılma düzeyi 0.05 olarak alındı.

Kontrol grubu, diğer çalışma grupları ile kıyaslandığında dentin direnç değerleri açısından istatistiksel olarak en yüksek değerleri göstermiştir ($p<0.05$). WOG grubu ile OSNG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen ($p>0.05$), WOG grubu daha yüksek değerler göstermiştir. PTN grubu, OSNG ve WOG gruplarına kıyasla istatistiksel olarak daha düşük kök dentin direnç değerleri göstermiştir ($p<0.05$).

Bu çalışmanın sonucunda, el aletleri ile yapılan şekillendirme işlemi sonrasında elde edilen kök dentin direnç değerleri, farklı döner alet sistemleri ile gerçekleştirilerek elde edilen değerlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Kırılma dayanımı, ProTaper Next, One Shape New Generation, WaveOne Gold, Vertikal dayanıklılık.

ABSTRACT

EFFECT OF DIFFERENT ROOT CANAL PREPARATION SYSTEMS ON ROOT DENTIN FRACTURE RESISTANCE

Dt. Eda GÜRSU

Department of Endodontics

Sivas

2017

The aim of present study is to examine the effects of ProTaper Next, WaveOne Gold, One Shape New Generation rotary instrument systems used in root canal shaping on root dentin fracture resistance.

In this study, 80 single-root and single-canal permanent lower teeth extracted for periodontal or orthodontic reasons were used. Teeth that had multiple canals, root canal calcification and uncomplete foramen apical development were excluded from the study by taking periapical radiographs of all teeth from mesio-buccal and bucco-lingual. The working length were standardized by removing of coronal parts of the teeth with a diamond disc under water cooling to 13-14 mm. The teeth were randomly divided into 4 working groups.

Group 1 (control group): The shaping of the root canals of 20 teeth was accomplished by applying step-back technique with hand files.

Group 2: The shaping of the root canals of 20 teeth was performed using the OSNG Ni-Ti rotary file system.

Group 3: Twenty teeth root canal preparation was performed with Protaper Next (PTN) Ni-Ti rotary file system with low apical pressure.

Group 4: Twenty teeth root canal preparation was performed using a WaveOne Gold (WOG) Ni-Ti rotary file system.

Each sample was irrigated with 20 ml 1% NaOCl during the preparation procedures and were dried with paper points. The canals of the prepared teeth were filled Elements Free Obturator System. Filled-up teeth were subjected to a vertical force (1 mm / min) using a universal tester (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, England) with the aid of a spherical tip with a diameter of 5 mm. The maximum force required to break the fence was recorded in Newtons.

The data obtained from our study were loaded on the SPSS (data: 22,0) program and the normality of the distributions of the data was evaluated by the Kolmogorov-Simirnov test. Parametric tests were applied when data distributions were normal. One way analysis of variance, post hoc Tukey test was used to compare the groups and the level of error was taken as 0.05.

The control group showed the highest statistical value in terms of dentin resistance when compared to the other experimental groups ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between WOG and OSNG groups ($p > 0.05$), but WOG group showed higher values. PTN group showed statistically lower root dentin resistance values than OSNG and WOG groups ($p < 0.05$).

As a result of this work, the root dentin resistance values obtained after preparation with hand files were found to be higher than the values obtained by the different rotary systems.

Keywords: Dentin resistance, ProTaper Next, OneShape New Generation, WaveOne Gold, vertical resistance.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLOLAR DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kanal Eğesinin Bölümleri.....	5
2.2. Paslanmaz Çelik Kanal Eğeleri.....	7
2.3. Nikel-Titanyum Kanal Eğeleri.....	10
2.3.1. Ni-Ti Eğelerin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri.....	10
2.4. Ni-Ti Esaslı Döner Alet Sistemleri.....	15
2.4.1. ProFile.....	15
2.4.2. Revo-S.....	16
2.4.3. K3.....	16
2.4.4. Twisted Files.....	17
2.4.5. Mtwo.....	18
2.4.6. SAF.....	18
2.4.7. ProTaper.....	18
2.4.8. One Shape.....	23

2.5. Resiprokal Sistemler.....	26
2.5.1. Resiproc Sistemi.....	27
2.5.2. WaveOne Sistemi	28
2.6. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri.....	34
2.6.1. Lateral Kondensasyon.....	36
2.6.2. Sıcak Vertikal Kondensasyon.....	37
2.6.3. Sürekli Dalga Kondensasyon Tekniği.....	39
2.6.4. Sıcak Lateral Kondensasyon	40
2.6.5. Termoplastik Enjeksiyon Teknikleri.....	41
2.6.6. Guta-perka Taşıyıcı Sistemleri.....	41
2.6.7. Termomekanik Kondensasyon	41
2.6.8. Kimyasal Olarak Yumuşatılmış Guta-perka Yöntemi.....	42
2.6.9. Immediate Obturasyon	42
2.7. Dentin Dokusunun Yapısı.....	42
2.8. Vertikal Kök Kırıkları.....	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	47
3.1. Örneklerin Seçimi ve Çalışma için Dişlerin Hazırlanması.....	47
3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi.....	47
3.3. Kök Kanallarının Doldurulması.....	50
3.4. İstatiksel Yöntem.....	57
4. BULGULAR.....	57
5. TARTIŞMA.....	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	71

7. KAYNAKLAR.....72

EKLER

EK 1. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Kurul Başkanlığı Kurul Kararı

ÖZGEÇMİŞ



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ark.	: Arkadaşları
Dk	: dakika
EDTA	: Etilen Diamin Tetraasetik Asit
Gauge	: ga
H-file	: Hedström eğe
ISO	: International Organization for Standardization
kN	: kilo Newton
µm	: Mikrometre
ml	: mililitre
mm	: milimetre
MAF	: Master Apical File
MPa	: Megapascal
N	: Newton
Ncm	: Newton santimetre
Nm	: nanometre
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Ni-Ti	: Nikel Titanyum
OSNG	: One Shape New Generation
OSOG	: One Shape Old Generation
PDL	: Periodontal Ligament

PTG	: ProTaper Gold
PTN	: ProTaper Next
PTU	: ProTaper Universal
Rpm	: Revolutions per minute
SAF	: Self Adjusting File
TF	: Twisted Files
WOG	: WaveOne Gold
WL	: Working Length
°C	: Santigrat derece
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kanal eğesinin heliks açısı ve radyal alanı.....	6
Şekil 2.2. ProTaper sistemine ait kanal eğesinin çapraz kesiti.....	19
Şekil 2.3. ProTaper Next eğe sistemi giriş yolu eğeleri P1-P2.....	22
Şekil 2.4. Sırasıyla PTN X1, X2, X3, X4, X5 şekillendirme eğeleri.....	22
Şekil 2.5. G-Files eğelerin kanallarda kullanımı.....	25
Şekil 2.6. Sırasıyla WaveOne Small, Primary ve Large eğeleri.....	28
Şekil 2.7. WaveOne eğesinin apikal kısmından bir kesit.....	29
Şekil 2.8. WaveOne eğesinin koronal kısmından bir kesit.....	29
Şekil 2.9. WOG eğelerin değişken ve azalan konikliği.....	32
Şekil 2.10. WaveOne Gold eğe serisi.....	33
Şekil 2.11. WaveOne Gold paralelkenar kesit tasarımı.....	34
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan WaveOne Gold Sistemi.....	48
Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Next Sistemi.....	48
Şekil 3.3. Çalışmamızda kullanılan One Shape New Generation Sistemi.....	49
Şekil 3.4. Çalışmamızda kullanılan endodontik motor.....	49
Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan Elements Free Obtürasyon Sistemi.....	51
Şekil 3.6. Elements Free Obtürasyon Sistemi kartuşu.....	51
Şekil 3.7. Dolum işlemi sonrası alınan radyografıta kontrol grubu.....	52
Şekil 3.8. Dolum işlemi sonrası alınan radyografıta OSNG grubu.....	52

Şekil 3.9. Dolum işlemi sonrası alınan radyografıta PTN grubu.....	52
Şekil 3.10. Dolum işlemi sonrası alınan radyografıta WOG grubu.....	53
Şekil 3.11. Kök yüzeyinin apikal 5 mm’de mumla kaplanması.....	53
Şekil 3.12. a) Köklerin akrilik rezine gömülmesi b) Akrilik rezinin sertleşmesinin tamamlanması c) PDL taklidi için mumla oluşturulan boşlukıtan mumun uzaklaştırılmış hali.....	54
Şekil 3.13. PDL taklidi için kullanılan ölçü materyali.....	54
Şekil 3.14. Universal test cihazı.....	55
Şekil 3.15. Universal test cihazına örneğın yerleştirilmesi.....	55
Şekil 3.16. Grupların kök dentin direnci bulguları.....	57

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1. Gruplara göre örneklerde görülen kök dentini kırılma direnci bulguları.57



1. GİRİŞ

Endodontik tedavide en önemli basamaklardan biri kök kanallarının biyomekanik olarak hazırlanmasıdır ve bu aşama daha sonraki tüm prosedürlerin başarısını belirler (1). Kök kanallarının hazırlanması esnasında apikalden debris veya diğer artıkların taşınması, perforasyon, kök kanalında tıkanma, kök kanal transportasyonu, basamak oluşumu ve alet kırılması gibi bazı komplikasyonlarla karşılaşılabilir (2-4). Bu komplikasyonların yanısıra, kök kanallarının hazırlanma prosedürleri kök dentininde kırık ve çatlığa neden olabilir (5). Kök kanallarının hazırlanması esnasında meydana gelen dentin hasarlarının oluşmasında birçok faktör rol oynayabilir (6). Örneğin; kemomekanik şekillendirme sırasında irrigasyon solüsyonu olarak yüksek konsantrasyonda kullanılan sodyum hipoklorit kök kanal duvarlarında zayıflamaya yol açabilir (7). Aynı zamanda, aletlerin bıçak dizaynı, uç konfigürasyonu ve preparasyon hareketleri birbirinden farklı olan kök kanal şekillendirme sistemleri, kanal duvarına çeşitli derecelerde zarar verebilirler (8). Dışın elastikiyeti ve kırılma direncinin, kök kanal tedavisi görmüş dişlerde azalabileceği gözlemlenmiştir (9).

Kök kanal tedavisinde tercih edilen eğelerin yapımında kullanılan alaşımlardaki yenilikler, kanal aletlerindeki değişiklikler ve kanal preparasyon teknikleri günümüzde çok daha hızlı gelişim göstermiştir (10). Wildey ve Senia'nın (11) 1989 yılında Canal Master adlı kanal aletini tanıtması ile Canal Master U sistemi geliştirilmiş ve bu sayede ilki Lightspeed olmak üzere Ni-Ti esaslı döner sistemlerin gelişmesine yol açmıştır.

Farklı üreticiler tarafından Nikel-Titanyum (Ni-Ti) esaslı çeşitli döner alet sistemleri üretilmiştir. Çoğu klinisyen zaman tasarrufu ve kesme etkinliği gibi avantajlarını göz önünde bulundurarak bu sistemleri tercih etmektedirler (12, 13). Buna rağmen, Ni-Ti döner sistemlerin şekillendirme esnasında dişte yarattıkları streslere bağlı gelişen dentin hasarları halen bir tartışma konusudur (14). Kim ve ark. (14) Ni-Ti döner alet kullanımı ve kök kırığı oluşumu arasında potansiyel bir ilişki bulmuşlar ve eğe tasarımının; apikal stresi ve burulma konsantrasyonunu etkilediğini öne sürmüşlerdir.

Genel özellikleriyle Ni-Ti döner eğe sistemleri sabit ve düşük hızda 360° rotasyonla çalışırlar. Farklı ve artmış koniklik dereceleri vardır. Tork kontrolü gerektirdiklerinden elektrikli tork kontrol motorlarıyla kullanımları önerilir. Ni-Ti döner eğelerin kırılmalarına öncülük eden faktörler bulunmaktadır. Bunlar; klinisyenin kullanımı, kök kanal anatomisi, üretilme süreci, kalitesi, torsiyonel yük, kanala bağlanma ve yorgunluktur. Alet kırılmasını önlemek için Ni-Ti döner aletlerden önce el aletleri kullanılmalıdır (15).

Ni-Ti döner alet sistemlerinden birisi olan ProTaper (Dentsply/Maillefer, İsviçre) eğeleri, aktif kesme hareketini kolaylaştıran artan koniklik açısı ile karakterize popüler aletlerdir ve diğer sistemlere oranla daha fazla dentin kaldıracabilecekleri gösterilmiştir (16). Bunun yanında, ProTaper eğelerinin diğer sistemlere oranla daha fazla dentin hasarına neden olduğu da rapor edilmiştir (17).

ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner alet sistemine; ProTaper Universal (Dentsply, Maillefer) sistemine benzer olarak değişken konikliğe sahip olmasının yanısıra; merkezden uzak, dikdörtgensel kesit tasarımı gibi eğenin dayanıklılığını artıran özellikler de eklenmiştir. Bu eğe tasarımının materyali kesmede daha etkili olduğu ve torsiyonel yükleri azalttığı iddia edilmektedir (18). Literatürde PTN sisteminin, dentin üzerine etkileri konusunda çok sayıda araştırma mevcut olup, bu konular arasında en önemlilerinden biri de PTN döner eğe sisteminin vertikal kök kırığı üzerine etkisidir (19).

Son zamanlarda az sayıda enstrümanla güvenli şekillendirme sağlamaya yönelik yeni tek eğe resiprokasyon sistemleri piyasaya sürülmüştür (20). Resiprokasyon hareketiyle çalışan M-wire'dan üretilmiş Reciproc ile Dentsply Maillefer tarafından üretilmiş olan WaveOne kök kanal şekillendirmesinin tek eğe kullanılarak bitirilmesini sağlarlar.

Endodontik tedavilerde tercih edilen diğer bir tek eğe sistemi olan One Shape (Micro Mega, Besançon, Fransa), Micro-Mega tarafından 1999'da patenti alınan döner alet sistemidir. One Shape eğeleri devamlı rotasyon hareketi yaparak çalışan geleneksel Ni-Ti alaşımlardır. Uç büyüklüğü #25 olan ve .06 sabit konikliğe sahip olan tek eğeden oluşan bir sistemdir (21, 22).

Resiprokal hareketle kombine modern eğe tasarımları, çoklu Ni-Ti eğe sistemlerinden daha ucuz olan ve tek eğeyle kök kanalı şekillendirmeyi sağlayan tasarımlardır. Resiprokal eğeler balanced-force tekniğine benzeyen resiprokasyon hareketiyle çalışırlar (23). Resiprokal hareket, burulma ve eğilme (fleksural) gerilimini en aza indirir ve kök kanallarında transportasyon oluşumunu azaltır (23-25). Resiprokal hareket şekillendirme işlemi sırasında kesme yönünde daha geniş bir dönme açısı (yüksek etkinlik için) ve aksi yönde daha dar bir açı (kök kanalı anatomisine uyum sağlarken kanal boyunca ilerlemek için) ile birlikte eğenin dönüş yönünün sürekli değişmesi anlamına gelir. Bu optimize edilmiş açılar aynı zamanda 'vidalama' etkisi ve eğe kırılma riskinin azaltılmasına yardımcı olur. Tek eğe ile genişletme yapılan bu sistemlerde Ni-Ti eğelere göre zaman kaybedilmemiş olunur (26).

Resiprokal hareketle çalışan en güncel tek eğe sistemlerden biri olan WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner alet sistemi, Dentsply Maillefer tarafından üretilmiştir. Kök kanal şekillendirmesinin tek eğe kullanılarak bitirilmesini sağlar. WaveOne eğeleri programlanmış bir motor vasıtasıyla, balanced-force tekniğine benzer resiprokal hareket yaparak çalışırlar. M-wire teknolojisiyle üretilmişlerdir. Bu nedenle diğer döner Ni-Ti eğelere kıyasla, döngüsel yorgunluğa karşı yaklaşık olarak dört kat daha fazla dirençli özellik gösterirler (27). Şekillendirme işlemi sırasında 360°'lik turu 3 ileri-geri hareketle tamamlarlar.

One Shape New Generation ve WaveOne Gold sistemleri ile kök kanallarının şekillendirilmesi sonrasında kök dentinin kırılma direncinin değerlendirilmesiyle ilgili literatürde sınırlı bilgi mevcuttur. Bu çalışmanın amacı, farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin, kök dentini kırılma direnci üzerine etkilerinin karşılaştırılması olarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisi, kuron ve kök pulpasının çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, kanalın dezenfeksiyonu ve koronal giriş kavitesinden apikalde dentin-sement birleşimine kadar hermetik bir şekilde doldurulmasından oluşmaktadır (28). Kanal tedavisindeki diğer tüm işlemlerin başarısını etkileyebilen mekanik preparasyon; kök kanalının mekanik olarak boşaltılmasını, irrigasyon için yeterli boşluğun oluşturulması ve şekillendirme işlemi ile kök kanal boşluğunun ideal dolum için uygun forma getirilmesini kapsar (29). Kök kanallarının şekillendirilmesinde, canlı veya nekrotik pulpa dokusunun, mikroorganizmaların, pulpa taşlarının, dentikellerin ve enfekte dentin talaşlarının kök kanalından uzaklaştırılması esas amaçtır. Şekillendirme işlemindeki bir diğer amaç ise, kanal dolgu materyalinin etkin olarak kök kanalına yerleştirilmesine olanak sağlayacak, en dar yeri fizyolojik apikal foramen olan, koronal kısma doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal formu elde etmektir (30, 31). Uygun şekilde hazırlanmış bir kök kanalı elde etmek için (32);

1. Kök kanalının orijinal şekline sadık kalınmalıdır, köklerin ve kanalların doğal kurvatürleri dikkate alınmalıdır, kanalın genişletilmesinde bu kurvatür korunmaya çalışılmalıdır. Başarılı bir şekilde prepare edilmiş bir kanalda kanalın düzleştirilmesiyle foramen apikalenin yeri değiştirilmemelidir.
2. Kanal dolgu maddelerinin kolaylıkla yerleştirilebileceği bir şekil göstermelidir.
3. Herhangi bir artık doku bırakılmamalıdır.
4. Genişletme sonucunda, kök kanalının en dar yeri dentin-sement birleşimine yakın olan apikal daralım bölgesinde olmalıdır.
5. Kanal preparasyonu, geride kalan diş yapılarının dayanıklılığını ve işlevsel bütünlüğünü devam ettirmesini sağlayabilecek bir genişlik göstermelidir.
6. Kök kanalı, apikal daralım bölgesine doğru gittikçe daralan, ters konik şekilde olmalıdır. Kanal genişletilmesinde ilk dikkat edilecek konu apikalde daralımın bulunmasıdır (rezistans formu).

7. Apikal şekillendirme, apikal daralımı genişletmeden, koronale doğru açılan, irrigan ve ilaçların taşırılmayacağı, kök kanal dolgusunun üç boyutlu olarak yerleştirilebileceği boyutlarda olmalıdır.
8. Kök kanallarında alet kırılmamalı, perforasyon ve basamak oluşturulmamalıdır.
9. Özellikle lateral kondensasyonun uygulanacağı durumlarda, apikal üçlü bölümünde kanal duvarlarında retansiyon formu (apikal boyun bölümü) sağlanmış olmalıdır. Retansiyon formu elde etmek için, apikal üçlüde duvarlar 1-2 mm'den fazla 3-4 mm'den az olacak şekilde paralel olarak hazırlanır.
10. Retansiyon formundan giriş kavitesi preparasyonuna kadar bir açılma bulunmalıdır (flaring). Flaring şekli yeterli boşlatma, etkin irrigasyon ve üç boyutlu bir kök kanal dolumu için zorunludur.

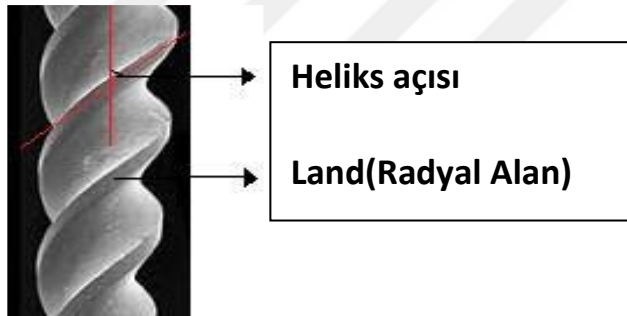
Farklı alaşımlardan üretilmiş olan eğeler, değişik boyutlara, şekillere ve farklı fiziksel özelliklere sahiptirler. Bu nedenle, endodontik tedavilerde kullanılan çeşitli kök kanal aletleri tedavi başarısı açısından önemli rol oynamaktadır (15).

2.1. Kanal Eğesinin Bölümleri

Endodontik tedavilerde, kanal eğesinin en etkin şekilde kullanılabilmesi için hekimin tercih ettiği eğenin bölümlerini ve tasarımındaki varyasyonlarını bilmesi büyük önem taşımaktadır. Koniklik, eğenin çalışma yüzeyi boyunca, en uçtan sap kısmına kadar çapının her mm'deki artışı olarak ifade edilir. Örneğin #20 .02 koniklikte bir eğenin uç çapı 0.20 mm'dir ve uçtan sapa doğru her mm'de çapı 0.02 mm kadar artar. Yani uçtan 1 mm gerisinin çapı 0.22 mm, 2 mm gerisinin çapı ise 0.24 mm'dir. Bazı üreticiler konikliği yüzde ile ifade ederler (.02 koniklik = %2 koniklik). ISO standartlarına göre bir eğe .02 koniklikte ve eğenin çalışan kısmının uzunluğu 16 mm'dir.

Günümüzde çok çeşitli koniklik ve uzunluğa sahip eğeler bulunmaktadır. Eğenin kesit alanını bilmek, klinisyenin eğimli bir kanalda kullanacağı eğe numarasını belirlemede yardımcı olabilir (33).

Yiv, eğenin çalışma yüzeyindeki oluklara denir ve kanal duvarından ayrılan yumuşak doku ve dentin artıklarının toplanmasını sağlar. Yivin etkinliği; derinliğine, genişliği ve konfigürasyonuna bağlıdır. Yivi takip eden yüzey, eğe çapının en fazla olduğu noktada, eğe bıçağının (kesici kenarı) şeklini alır. Kesici kenar, kanal duvarındaki çentik ve izleri düzeltip şekillendirerek yumuşak dokuları koparıp temizler. Bıçağın etkinliği temas açısı ve keskinliğine bağlıdır. Kesici kenarın arkasında bulunan düz yüzeye radyal alan (land) adı verilir (34). Radyal alan eğenin periferinde kanal duvarlarına temas eder ve eğenin kanala vidalanma eğilimini, kanalda sapmayı, çevresinde mikroçatlak oluşumunu azaltır ve kesici kenarları destekleyerek kesme derinliğini sınırlar. Radyal alanın pozisyonu karşısındaki kesici kenara bağlı olup, radyal alanın genişliği eğenin kesme etkinliğini belirler. Sürtünme direncini düşürmek için, kanal duvarı karşısında dönen radyal alanın yüzey alanı azaltılarak rölyef (relief) oluşturulabilir. Kesici kenar ve eğenin uzun aksı arasındaki açıya heliks açısı denir (Şekil 2.1). Bu açı hangi eğeleme tekniğinin kullanılacağını belirlemede önemlidir (33).



Şekil 2.1. Kanal eğesinin heliks açısı ve radyal alanı

Eğenin uzun aksına dik olacak şekilde yatay kesiti alındığında, kesici kenarın eğenin yarıçapı ile yaptığı açıya rake açısı denir. Rake açısı aletin kesiciliğini belirler. Kesici kenar ile kesilen yüzey arasındaki açı 90° ise rake açısı nötr, dar açı ise rake açısı negatif, geniş ise rake açısı pozitifdir. Rake açısı geniş ise kesici kenar çalıştığı yüzeyde kesme işlemi yapar, dar ise çalıştığı yüzeyde kazıma işlemi yapar (30).

Vida adımı, iki komşu kesici kenar arasındaki mesafedir. Vida adımı küçüldükçe egedeki spiral sayısı artar ve heliks açısı büyür. Çoğu egede, çalışma yüzeyi boyunca farklı boyutlarda vida adımları mevcuttur (33).

Kök kanal aletleri 1960'lara kadar karbon çeliğinden üretilmiştir. Ancak bu aletler korozyona eğilimlidir ve sterilizasyon sonucu fiziksel değişim gösterirler. Bu gibi dezavantajlarından dolayı paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan çalışmalarda, sterilizasyonun, karbon çelik enstrümanların mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği, buna karşın paslanmaz çelik alaşımlarda mekanik özelliklerin etkilenmediği gösterilmiş ve paslanmaz çelik enstrümanlar daha dayanıklı bulunmuştur (35-37).

2.2. Paslanmaz Çelik Kanal Eğeleri

Paslanmaz çelik kanal eğeleri el ve motor ile kullanılanlar olmak üzere ikiye ayrılırlar. Tam turlu başlıklarla kullanılan 'drill'ler veya 'reamer'lar, daha kolay giriş sağlamak, kanal ağızlarını konikleştirmek, kanalın koronal ve orta 1/3'lük kısmını genişletmek veya post boşluğu hazırlamak amacıyla kullanılabilirler. Bu başlıklarla kullanılan en önemli aletler, Gates Glidden driller ve Peeso reamerlardır. Bu aletler karbon veya paslanmaz çelikten üretilebilirler. Tam turlu başlıklarla kullanılan aletlerden farklı olarak, iki yönlü bir başlık olarak kabul edilen Giromatic (Micro-Mega/Medidenta) ile kullanılabilen Giro-Broach, GiroFile, Giro-Pointer, Endomatic Barbed Broach, Endomatic Plain Broach adlı kanal aletleri mevcuttur. Ayrıca bu başlık ile K-tipi reamerlar da kullanılabilir. Bu tip paslanmaz çelik aletlerle birlikte kullanılan iki yönlü başlıkların eğri kök kanallarında kullanılmaması tavsiye edilir (30). Geleneksel paslanmaz çelik el aletleri, elle kullanım amacıyla üretilmiş olup tasarımlarına göre Reamer, Hedström ve K-tipi ege olmak üzere üç farklı tipten oluşurlar.

Kök kanal aletlerindeki modifikasyonlar; enine kesitteki değişimler, kesici bıçakların aç ve derinliğindeki farklılıklar veya enstrümanların en uç bölümündeki şekil değişiklikleri ile yapılmaktadır (38).

Reamerlar 19. yüzyıldan beri kanaldaki pulpa artıklarının temizlenmesi, kanal duvarlarının genişletilmesi ve düzleştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (38). Üçgen kesitli ve uca doğru incelen bir telin eksenini etrafında burulması ile imal edilmiştir. Bıçaklarının uzun eksene olan açıları 10° - 30° arasındadır. Reamer kanala yerleştirilir, bıçaklarının dentine yerleşebilmesi için çeyrek ile yarım tur arasında saat yönünde çevrilir ve sonrasında geri çekilerek kullanılır. Kesme işlemi, geri çekme esnasında gerçekleşir (30). Dönme hareketiyle fonksiyon gördükleri için eğri olan kanallarda kullanılmamalıdır (38). Reamerların spiralleri eğelerden daha seyreklerdir (38).

Geleneksel şekillendirme yöntemlerinde kullanılan el aletlerinden biri olan Hedström (H-tipi) eğeler, kök kanalı törpüleri olarak da adlandırılırlar. H-tipi eğeler enine kesiti yuvarlak olan silindirik bir kor yapının, tornada freze edilmesiyle elde edilir (38). Bir seri koni içeren ve uca doğru sivrileşip incelen bir şekilde yapılmışlardır. Koni kenarları son derece keskin olup aletin kesici kenarları ile uzun eksenini arasındaki açı 60° - 65° arasındadır. Bu nedenle yalnızca çekme hareketiyle kesmeyi sağlarlar. Pozitif rake açısı nedeniyle tek yönde çekme hareketi kök dentinin kesilmesini sağlar. Kök dentinin kaldırılmasında en etkili olan faktörlerden bazıları, pozitif rake açısı ve derin flute özellikli enstrümanlardır. Bu durum kor kalınlığını azaltır ve böylece enstrümanları daha az sert fakat kırılmaya daha eğilimli yapar (39). Bu aletlerle reaming hareketi yapılamaz, çünkü reaming hareketinde bıçaklar dentine saplanır ve bunun sonucunda hareketin devam etmesi ile alet kırılabilir (38).

Geleneksel kök kanal şekillendirmesinde kullanılan diğer bir kök kanal aleti olan K-tipi eğeler, ilk olarak 1915 yılında Kerr firması tarafından imal edilmişlerdir. K-tipi kanal aletleri, yuvarlak bir telin aşındırılarak, kesitin kare veya üçgen şekline dönüştürülmesiyle elde edilmiştir. İkinci bir aşındırma işlemi ile bu tele uygun şekilde açı verilerek, aletin kesmesini sağlayan sarmal yapıyı kazandırmak amacıyla programlanmış bir makineye verilir. Tel, makine tarafından belirli zaman dilimlerinde ve belirli sayıda, saat yönünün aksine burulur. K-tipi eğelerde bulunan spiral sayısı reamerlara göre daha fazladır. Spiral sayısının fazla olması alete daha fazla kesici kenar ve esneklik özelliği kazandırır (30). Reamerlarda her mm'lik uzunluk içerisinde 0.5-1 adet spiral açılırken, eğelerde 1.5-2.5 adet spiral bulunmaktadır (38). Sıkı sarmal yapısı; kanal şekillendirme esnasında itme ve çekme

hareketi ile kesme işlemini gerçekleştirebilen kesme açısını sağlar (30). Bu eğeler çeyrek dönüşlü eğeleme ile de kullanılabilirler. K-tipi eğelerin özellikle eğri kanallarda ileri-geri hareketlerle kullanılması önerilmez, çünkü dentin parçacıkları apikalde birikerek basamak oluşturabilirler (38). K-tipi eğelerin kesme açıları yaklaşık olarak 25°-40° arasındadır (30). Kesme yetenekleri reamerlara kıyasla daha fazla, fleksible eğelerden ise daha azdır (40). Bu nedenle, genişletme süreleri fleksible eğelerden daha fazladır (41). K-tipi eğelerin ortalama bükülme dirençleri reamerlardan daha azdır. Maksimum burulma açısı bakımından reamerlardan daha büyük değerler gösterirler. Bu özellik, aletin ucu bükülmesine rağmen, klinik olarak döndürülmeye devam edildiğinde, kırılma olasılığının daha az olduğunu göstermektedir (30). Bir kanal aletinin şekil değiştirerek kırılma özelliği, kırılmadan önce tahammül edebildiği dönme miktarı ile ölçülür ve bir güvenlik faktörü olarak değerlendirilir. Kanal aletlerinin ani kırılmalarından ziyade, bu şekilde kırılmaları istenmektedir. Çünkü şekil değiştirerek kırılma özelliği bulunan bir aletin, kırılma aşamasına gelmeden ufak bir kuvvet artışı ile dönmesi, aletin kırılma olasılığını hatırlatarak hekimi uyarır olur. Aletin bu özelliği fazla ise bıçaklarında oluşan şekil değişikliklerinin gözlemlenmesi kırılmadan önce anlaşılabilir (30). Endodontik aletlerin torsiyon ve esneklik özellikleri, eğri kanallarda kırılmaya karşı gösterdikleri direnç açısından önem taşır. Aletin geometrisi bu özelliklerini etkilemektedir. K-tipi enstrümanların enine kesitleri eşkenar dörtgen şekline değiştirilerek, 25 numaralı ve daha büyük numaralı aletlerin esneklikleri artırılmaya çalışılmıştır (38).

K-tipi eğelerin esneklik değerleri H-tipi eğelere kıyasla daha fazladır (40). K-tipi eğelerin apikal perforasyon riski ise H-tipi eğelere göre daha azdır (40). Ayrıca K-tipi eğeler, H-tipi eğelere göre kesme etkinliklerini daha uzun süre koruyabilme özelliğine sahiptirler (42). Kanal aletlerinin esnekliği, özellikle eğri kök kanallarında önem kazanmaktadır. Endodontik aletlerin esnekliklerinin kısıtlı olması nedeniyle aletin eğri kök kanallarında düzleşme eğilimi göstermesi, kök kanalının bazı bölgelerinin dokunulmamış kalmasına ve istenmeyen komplikasyonlara neden olur. Paslanmaz çelik el aletleri, esnek olmayan yapılarından dolayı zamanla modifiye edilerek esnek paslanmaz çelik el aletleri geliştirilmiştir. Bunların alaşım ve şekilleri değiştirilerek eğilme ve burulma altında daha yüksek esneklik göstermeleri

sağlanmıştır. Şekil olarak geleneksel reamer ve eğelere benzerler. Esnek paslanmaz çelik aletlerin enine kesiti üçgen ya da eşkenar dörtgen şeklindedir ve gövde çapları küçüktür. Bu nedenle kesme etkinliği ve esnekliği artırılmıştır. Eğilmeye daha az direnç gösterdikleri için, kanalın eğimine uyum gösterebilirler (38). Paslanmaz çelik esaslı esnek kanal aletlerine FlexoFile, Flexfile, Flexoreamer, Flex-R eğeleri örnek verilebilir (43).

2.3. Nikel-Titanyum Kanal Eğeleri

Nikel-Titanyum alaşımı 1961 yılında, Buehler ve arkadaşları tarafından Naval Ordnance Laboratuvarlarında geliştirilmiştir. Üretildiği yer ve metal alaşımın simgeleri birleştirilerek Nitinol adı verilmiştir (30). Ni-Ti alaşımı; ısı, elektromanyetik alan ve fiziksel kuvvet gibi etkenlerle şeklini değiştirmesine rağmen, etken ortadan kalkınca orijinal şeklini alan, şekil hafızalı alaşımlardır.

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımlar ağırlıkça %56 nikel ve %44 titanyumdan oluşmaktadır. Bazı Ni-Ti alaşımlarda Nikel %2 oranında Kobalt barındırabilir ve bu alaşımlar 55-Nitinol olarak adlandırılırlar. Düşük elastisite modülü (35 KN/mm²) ve şekil hafızası gibi avantajlı özelliklere sahiplerdir (40). Yüksek açılı endodontik aletler olarak da tanımlanan döner Ni-Ti eğeler; %2-12 arasında değişen konikliklerde dizayn edilmişlerdir. Bu sayede; kanalın en dar yerinden, koronale doğru gittikçe açılan huni şeklinde kanal formu elde edilebilmektedir (44).

Ni-Ti alaşımlar, üstün özellikleri nedeniyle F-14 savaş uçaklarının yapımı, güvenlik sektörü, robot teknolojisi, tıp ve diş hekimliği gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ilk olarak ortodontik tel yapımında kullanılmıştır. Daha sonra kanal aletlerinin yapımında kullanılması planlanmış ve Ni-Ti alaşımlar 1992 yılından itibaren Amerika Birleşik Devletleri'nde döner aletlerin hammaddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır.

2.3.1. Ni-Ti Eğelerin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Ni-Ti alaşımlar sıcaklık ve mekanik gerilmeye bağlı olarak iki farklı kristal yapı sergilerler. Bunlar; yüksek sıcaklık fazında 'ostenit' ve düşük sıcaklık fazında

'martensit' yapılarıdır. Ni-Ti alaşım kritik değişim sıcaklığına kadar soğutulduğunda, kristal yapıda değişiklik meydana gelir ve buna martensitik transformasyon denir. Ni-Ti alaşımın martensit fazdan ostenit faza dönüşebilmesi veya tersi, hafıza özelliğinin temelini oluşturur. Sıcaklık dönüşüm sıcaklığının altında kaldığı sürece, metal verildiği şekilde kalır. Sıcaklık dönüşüm sıcaklığını geçtiği anda madde asıl şeklini hatırlar ve ilk şekline döner (34).

Yüksek sıcaklık derecelerinde (100°C) Ni-Ti alaşımın ostenit faz ya da ana faz denilen kristal yapısı; kararlı, gövdesel merkezli kübik kafes şeklindedir. Ayrıca bu fazda atomlar daha yoğun ve düzenli şekilde sıralanmışlardır; bu ultrastrüktürel yapı da metale hafıza özelliğini kazandırır. Martensit fazında metal istenildiği şekilde bükülebilir ve eski şeklini almaz.

Kök kanal tedavisi esnasında, aletin maruz kaldığı gibi gerilim uygulanması ile ostenit fazdan martensitik faza dönüşüm sağlanabilir. Pek çok metal, belirtilenden daha fazla gerilime maruz kaldığında, kafes yapısı kalıcı deformasyona uğrar. Fakat Ni-Ti alaşımlarda gerilime bağlı olarak martensitik transformasyon oluşur (45). Alaşım, gerilim ortadan kaldırıldığında veya azaltıldığında eski şeklini alır. Bu geri dönüşüm ostenit fazdaki eski şekline, belirli sıcaklık değerleri altındaki bir dönüşümdür (45). Ayrıca Ni-Ti eğerlerin, transformasyon derecesi 125°C'nin üzerindedir ve bu sıcaklığın üstünde ısıtıldıklarında, egedeki deformasyonların giderilmesi sağlanabilmektedir (45).

Zinelis ve ark. (46) döner eğerlere 250°C ve 550°C arasındaki sıcaklıklarda 30 dk. ısıtım işlem uygulamışlardır. İşlem yapılmayan eğerlerle yorulma dayanımları karşılaştırılmıştır; 430°C ve 440°C'de ısıtım işlem uygulanan eğerlerde en yüksek değer bulunmuştur; daha yüksek sıcaklıklara gidildikçe yorulma dayanımının düştüğü belirtilmiştir. İşlem uygulanmayan örneklerden, 440°C'de ısıtım işlem uygulanan örneklere doğru; dislokasyon yoğunluğu azalmış, buna bağlı olarak kırılma dayanımının arttığı belirtilmiştir (46). Ayrıca; ısıtım işlem uygulandığında alaşımındaki sertlik değerinin düştüğü de bildirilmektedir. Sertliğin düşmesi; döner endodontik aletlerin kesme etkinliği ve kesme kabiliyeti üzerinde olumsuz etki gösterebilmektedir. Sonuç

olarak; ısıl işlem, klinik koşullar altında karşılaşılan kırılma mekanizmalarına önemli bir katkıda bulunmaktadır ve mekanik özellikleri değiştirmeden, Ni-Ti aletlerin in-vivo performanslarını artırmak için kullanılabilir.

Kök kanallarının yıkanmasında kullanılan solüsyonlar; aletlerde korozyona, yüzey pörozitesine ve çukurcuklara neden olarak aletlerin kesme etkinliğini azaltabilirler. Yapılan bir çalışmada, Ni-Ti kanal aletinin gövdesine 30-60 dakikadan daha kısa süre temas eden NaOCl'in korozyon ve kesme etkinliğinde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı görülmüştür (47). Stokes ve ark. (48) paslanmaz çelik ve Ni-Ti eğeleri %5.25'lik NaOCl'e daldırarak korozyon açısından karşılaştırmışlar ve istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

Sterilizasyon ısısının, endodontik aletleri negatif ya da pozitif yönde etkilediği düşünülmektedir. Yapılan bir çalışmada Ni-Ti alaşımlar birkaç defa sterilize edilmiş ve yüzey özellikleri spektroskop kullanılarak incelenmiştir. Otoklavda 120°C ve 21 psi'de yapılan sterilizasyonun alaşımın yüzeyinde nikel, titanyum, oksijen ve karbon konsantrasyonunda değişikliğe neden olduğu ve bu değişikliğin eğelerin kesme kapasitesini azalttığını bildirilmiştir (49). Parashos ve ark. (50) sterilizasyonun Ni-Ti enstrümanların kırılmasında önemli bir faktör olmadığını bildirmişlerdir. Mize ve ark. (51) yaptıkları bir çalışmada sterilizasyonun Ni-Ti aletlerin ömrünü uzatmadığını, alaşımın ostenit faza geçebilmek için daha yüksek sıcaklıklara ihtiyaç duyduğunu ve alaşımda oluşan mikro kırılmalara karşı sterilizasyonun bir yararının olmayacağını bildirmişlerdir.

Sterilizasyonun kesme etkinliği üzerindeki etkilerinin araştırıldığı başka bir çalışmada; çelik eğeler 5 kez sterilize edildikten sonra kesme etkinliklerinde bir değişiklik olmazken, Ni-Ti eğelerde bir kez sterilize edildikten sonra dahi kesme etkinliklerinde azalma olduğu bildirilmiştir (52). Hilt ve ark. (53) Ni-Ti ve paslanmaz çelik kanal aletlerine defalarca sterilizasyon uygulanmasının sonucunda ortaya çıkan torsiyon özelliklerinin, aletlerin kırılma olasılığını artırmadığını bildirmişlerdir. Ni-Ti ve paslanmaz çelik kanal aletlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, paslanmaz çelik kanal aletlerinin bazı özellikleri daha üstün bulunmuşlardır (30). Buna rağmen Kazemi ve ark. (54) yaptıkları çalışma sonucunda Ni-Ti eğelerin dentin kesme

etkinliğini paslanmaz çelik eğelere benzer veya daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Glossen ve ark. (55) yapmış oldukları çalışma sonucunda Ni-Ti eğelerin preparasyon sırasında orijinal kanal anatomisini bozmadan ve apikal foramenin pozisyonunu değiştirmeden şekillendirme yaptıklarını bildirmişlerdir. Bu durumun alaşımın metalürjik özelliği ve daha düşük kesme etkinliği ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ise dentin yüzeyindeki dengeli kesme ve homojen şekillendirmeyi, Ni-Ti eğelerin esnekliğinin sağladığı ortaya koyulmuştur (56).

Ni-Ti alaşımlar dört özelliği ile diğer alaşımlardan ayrılırlar;

1. Düşük elastiklik modülü (35 KN/mm^2)
2. Çok yüksek defleksiyon kabiliyeti (%4-8)
3. Şekil kalıcılığı etkisi (Memory-Effect)
4. Pseudoelastiklik (Süper Elastiklik)

Süper elastiklik; maddenin belli oranlarda kuvvet altında kalıcı deformasyon göstermeksizin geri dönüşümlü olarak şekil değiştirmesidir (40). Ni-Ti kanal aletleri süper elastisite özelliklerinden dolayı, eğri kök kanallarında, paslanmaz çelik kanal aletlerine göre daha çok tercih edilir hale gelmişlerdir. Yapılan bir çalışmada, Ni-Ti kanal aletlerinin apikal bölgede daha az transportasyona neden olduğu bildirilmiştir (30). Ni-Ti aletler yüksek dayanıklılık ve esneklik özelliklerine sahip olmalarına rağmen, klinik kullanım esnasında aniden kırılabilmektedirler (57, 58). Genel olarak döner sistemlerle kullanılan aletler torsiyonel ve flexural (döngüsel) kırılma olmak üzere iki farklı tipte kırılırlar (57, 59, 60). Torsiyonel kırılma, aletin ucu kanal içerisinde sıkıştığı zaman sap kısmının dönmeye devam etmesi sonucu oluşur. Flexural kırılma ise periyodik yüklenmenin, metal yorgunluğuna yol açtığı zamanlarda görülür. Ni-Ti aletler kırılmadan önce yüzlerce bükülme döngüsüne dayanabilirler fakat endodontik uygulamalarda çok az döngüden sonra bile kırılma ihtimalleri vardır (60-64). Yapılan bir çalışmada en fazla yıpranmaya uğrayan kanal aletlerinin paslanmaz çelik el aletleri, ikinci sırada Ni-Ti esaslı döner aletler ve en dirençli olan grubun da Ni-Ti esaslı el aletlerinin olduğu bildirilmiştir (65).

Eğelerin ani olarak kırılmasındaki en önemli faktör kanal eğimlerinin sebep olduğu sürekli döngüsel metal yorgunluğu olabilir. Kanal eğesinin belirli bir bölgesinin tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmasıyla döngüsel yorgunluk oluşur. Kök kanalının eğimli bölgesinde meydana gelen bu gerilme-sıkışma döngüsü, zamanla alette oluşan döngüsel yorgunluğu artırır ve sonuç olarak aletin kırılmasına neden olan en önemli faktörlerden biri haline gelir (50).

Enstrümanın üzerine gelecek olan aşırı kuvvetler, uygun olan dizaynın seçilmesiyle minimize edilebilir:

- Kullanılan eğenin minimum ve maksimum çapları arasındaki farkın az olması; bu sayede maksimum çaptaki alet için gerekli tork, minimum çaptaki aletin plastiklik limitini geçmez.
- Eğenin ucu ve maksimum çapı arasındaki uzaklığın kısa olması; gerekli olan torkun egede kırılmaya neden olmasının önüne geçer.
- Eğri kanallarda, konikliği sıfıra yakın, paralel ya da aktif kısmına oluklar açılmış eğe kullanılması; kök apikal üçlüsünde alet üzerine aşırı kuvvet yüklenmesini ve debris sıkışmasını azaltarak genişletme yapılmasını sağlar.
- Eğenin aktif kısmının kanal duvarlarıyla tam temasta olduğu durumlarda aralıklı çalışılmalıdır.
- Spiral sayısının azaltılması; tork oluşumuna bağlı kırığı ve debris birikimini azaltır.
- Preparasyon esnasında eğenin oluklarının debrisle dolmaması için sık sık eğe temizlenmelidir.
- Eğe üzerindeki radyal alan gibi tüm alanlar minimum olmalıdır, böylece kanal yüzeyindeki abrazyon azaltılır.
- Eğenin kanal merkezinde kalması için asimetrik kesitli aletler tercih edilebilir.
- Benzer sarmal açığa sahip oluklar azaltılmalıdır. Değişken sarmal açığa sahip eğelerde de vidalama ihtimali azalır.
- Pozitif kesme açısı, kanal genişletme etkinliğini artırır (66).

Ni-Ti kanal eğelerinin avantaj ve dezavantajları:

- Elastiklik modüliteleri paslanmaz çelik eğelere göre daha düşüktür.
- Şekil hafızası özellikleri bulunmaktadır.
- Kök kanallarında şekillendirme işlemi yaparken daha merkezde konumlanırlar.
- Apikal bölgede transportasyon, zipping, perforasyon ve basamak oluşumu gibi hatalara daha az sebep olurlar.
- Şekillendirme işlemi apikalden koronale doğru genişleyecek bir şekilde yaparlar.
- Çalışma boyunun kaybına daha az neden olurlar.
- Kanalin tıkanmasına daha az neden olurlar.
- Endodontik motorlarla birlikte kullanıldıklarında çalışma süresi daha kısadır.
- Apikale taşıdıkları debris miktarı daha azdır.
- Paslanmaz çelik eğelere göre kırılmaya daha fazla direnç gösterirler.
- Pahalıdırlar ve üretimleri zordur.
- Endodontik motorlarla kullanıldıklarında dokunma hissi alınamaz ve belirti vermeden kırılabilirler (30, 67-69).

2.4. Ni-Ti Esaslı Döner Alet Sistemleri

2.4.1. ProFile

Johnson tarafından geliştirilen bu sistemde, kesitleri U şeklinde olan, küt uçlu Ni-Ti kanal aletleri kullanılmaktadır (70). En iyi performansı elde etmek ve kırılma riskinden kaçınmak için ProFile (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma) kanal aletleri 250-350 rpm arasında sabit bir hızda kullanılmalıdır. Fakat tecrübesi olmayan hekimlerin 150-170 rpm arasındaki sabit hızlarda çalışmaları uygundur. ProFile sistem, devri sabit tutan elektrikli bir mikromotor ya da redüksiyonlu havalı mikromotor ile kullanılır. Endo-box içinde kullanıma sunulmuştur. Kök kanal tedavisi yapılacak dişin özelliğine göre izlenecek yol belirlenmiştir.

ProFile sistemi üç tür kanal aletinden oluşmakta ve bu türler aletin sapındaki renkli halkalardan kolayca tanınabilmektedir:

1. ProFile Orifice Shapers: %5-8 açılı, 20-80 numara, 19 mm uzunluktadır. Aletlerin sapında renkli üç halka bulunur. Bunlar kök kanalının koronal kısmının hazırlanmasında, post yerleştirilmesinden önce veya retreatment olgularında Guta-perka ve patın uzaklaştırılmasında kullanılırlar.

2. ProFile .06: %6 açılı, 15-40 numara, 21 ve 25 mm uzunluklardadır. Aletlerin sapında iki renkli halka bulunur. Bunlar kök kanalının orta kısmının hazırlanmasında kullanılırlar. Orta dereceli eğri kanallarda mümkün olduğunca apikal kısma yakın olarak kullanılabilirler.

3. ProFile .04: %4 açılı, 15-90 numara; 21, 25 ve 31 mm uzunluklardadır. Aletlerin sapında renkli tek bir halka bulunur. Bunlar, sıklıkla kök kanalının apikal 1/3'lik kısmının hazırlanmasında kullanılırlar (39).

2.4.2. Revo-S

Revo-S (Micro-Mega, Besançon Cedex, Fransa) Ni-Ti döner alet sistemi, üç şekillendirici alet içeren bir sistemdir. Şekillendirme ve temizleme eğesi (SC), kanalın koronal 2/3'sini genişletmek için kullanılan 25/.06 açılı 1 numaralı eğe (SC1), çalışma uzunluğunda kullanılan SC2 25/.04 açılı eğe ve yine çalışma uzunluğunda kullanılan evrensel şekillendirici (SU) 25/.06 açılı eğelerdir. Bu sistemi diğer sistemlerden ayıran başlıca özellik kanal boyunca aletin üzerindeki stresin minimuma indirgenmesi düşünülerek asimetrik kesite sahip olarak tasarlanmış olmasıdır (71). Bu özelliğın kanal preparasyonunu ve debrisin dışarı atılmasını kolaylaştırdığı üretici firma tarafından ifade edilmiştir. Ancak aletin üzerindeki torsiyonel streslerin azaltılması amacı ile tasarlanan yenilikçi asimetrik kesme profili özellikleri SC1 aleti üzerinde gösterilmiştir. Apikal genişletmenin daha fazla yapılması düşünülüyorsa 30, 35, 40 numaralı aletler kullanılabilir. Üreticinin talimatlarına göre Revo-S döner aletleri birkaç kez kullanılabilir (71).

2.4.3. K3

K3 (Sybron Endo, Orange Kaliforniya) Ni-Ti döner alet sistemi, Şubat 2002'de ilk olarak Kuzey Amerika'da tanıtılmıştır. K3 sistemi Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır (72). Renk kodları ile farklı tip genişlik ve açıdağı eğeler ayrılmıştır,

güvenli bir şekilde sona eren ucu vardır. K3'ün koronal ve orta üçlüyü şekillendirici eğeleri arttırılmış konikliğe sahip olan .08, .10 ve .12 eğeleridir. Kanal şekillendirici olarak, giriş açıcı ve apikal üçlüyü şekillendirici olarak kullanılabilir. Bu eğelerin boyutu 25 numara ve 17, 21 ve 25 mm uzunluktadırlar. Bu şekillendirici eğeler .02, .04 ve .06 açılı eğelerin modifiye edilmiş şekilleridir. Gövde şekillendiriciler apikalde 8 mm'lik bir kesme bölgesine sahiptir ve bu sayede daha esnek bir ege elde edilebilmiştir (73).

2.4.4. Twisted Files

2008 yılında SybronEndo (Orange Kaliforniya) şirketi tarafından kanal preparasyonunda yeni yaklaşım olarak Twisted File (TF) sistemi tanıtılmıştır. TF aletleri ham haldeki Ni-Ti'nin ostenit kristallerinin yapısının ısıtma ve soğutma işlemlerinden sonra ara bir faza (R-fazına) dönüştürülmesi ile elde edilir, bu sayede süper elastisite sağlanmış ve aletin kırılmaya direnci arttırılmaya çalışılmıştır (74). R-Faz'ındaki Ni-Ti alaşımlar yüksek süperelastisite ve şekil hafıza özelliği gösterirler. Normal yapıdaki Ni-Ti aletler aşındırılarak üretildiklerinden ve kristal yapısının aletin uzunluğu boyunca mikrokırık yapıları oluşturmasından dolayı kırıklara doğal olarak dayanıklı değildirler. Bu yeni işlemin amacı bu damarlı yapıyı maksimum dayanıklılığa ulaştırmaktır (75).

TF sistemi .04, .06, .08, .10 ve .12 konikliklere ve triangular kesit açılarına sahiptir. Bu sistemde 5 çeşit büyüklüğe sahip eğeler mevcuttur (76). Üretici tarafından R-faz ısıtma işlemi, metalin bükülmesi, özel yüzeyi sayesinde önemli derecede döngüsel yorgunluğa karşı direnç ve esnekliğin artırılması ile orijinal kanal şeklinin korunarak eğimli kanallarda bile kanal transportasyonun en aza indirildiği ifade edilmiştir (77, 78).

SybronEndo (Orange Kaliforniya) şirketinin aşındırma yerine ısıyla burulma yöntemi (R-fazı) ile oluşturdukları TF'de döngüsel yorgunluk direnci arttırılmış ve süper elastite sağlanmıştır (75). TF'nin diğer eğelerden daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir (75, 79, 80).

2.4.5. Mtwo

2003 yılında Prof. Dr. Vito Malagnino tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemin döner sistemlerden en büyük farkı modifiye step-back tekniği ile kullanılmasıdır. Üretici firma bunu 'single length technique' (tek uzunluk tekniği) olarak tanımlar (81). Mtwo'nun aletin ilerlemesini daha iyi kontrol etmesini sağlayan, neredeyse dikey spiralleri olan iki kesici köşesi vardır. Kesici köşelerin arkaları kesme etkisini optimize edecek şekilde keskindir ve aletin kanalda çalışmasını kolaylaştırır. Tüm aletler çalışma boyunda kullanılır. İki adet derin kesici bıçakları ve S şeklinde kesitleri vardır. Dentin debrisinin rahat biçimde uzaklaştırabilmesi için maksimum alana sahiptirler.

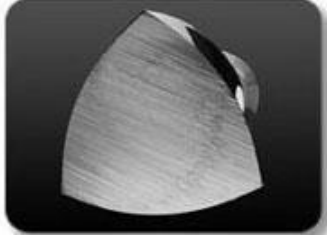
2.4.6. SAF

SAF içi boş, sıkıştırılabilir, ince duvarlı, 1.5 mm ve 2.0 mm çaptaki 120 µm kalınlığındaki Ni-Ti örgülerden oluşan bir eğedir (82). 20 numaralı K-tipi eğeyle şekillendirilen kök kanalına 1.5 mm çapındaki eğe kolaylıkla sıkışabilirken; 30 numaralı K-tipi eğeyle şekillendirilen kök kanalına 2.0 mm çapındaki eğe kolaylıkla sıkışabilir (82). Meziodistal olarak 1.5 mm çapındaki SAF'ın 0.2 mm'ye kadar sıkışabildiği, bukkolingual olarak ise 2.4 mm'ye dek açılabilmesi belirtilmiştir (83). Sıkıştıktan sonra eğe orijinal pozisyonuna dönebilmek için kanal duvarlarına düşük değerlerde ama sürekli devam eden basınçlar uygulanır. Kanala yerleştirildiğinde kendini kanalın şekline hem boylamsal olarak (döner Ni-Ti eğelerde olduğu gibi) hem de kesitsel olarak uyumlar (82). Böylece kök kanalına üç boyutlu bir uyum sağlar. Örgülerin yüzeyinin hafif abraziv özellikte olması sayesinde, eğenin ileri-geri hareketinde kök kanalından dentinin uzaklaşmasını sağlar. Eğenin metal kısmı polipropilen uçla sarılmıştır, bu uç aracılığı ile eğe başlığa yerleştirilir (82).

2.4.7. ProTaper

ProTaper döner alet sistemi Dr. Cliff Ruddle, Dr. John West ve Dr. Pierre Machtou tarafından dizayn edilmiştir (84). Bu sistemin çapraz kesiti modifiye K-tipi eğe görünümündedir ve radial alanı bulunmamaktadır. ProTaper kanal aletlerinin uç

dizaynı keskin olmayan modifiye aktif uçtur. Konveks üçgen kesit özelliği sayesinde dentin ve eğe temas yüzeyi azaltılmıştır (85).



Şekil 2.2. ProTaper sistemine ait kanal eğesinin çapraz kesiti.

ProTaper kanal aletleri, kesici kenarları üzerinde, uzun aksları doğrultusunda değişen koniklikler gösterirler. Enine kesitlerinde, keskin kesici kenar ve radyal alansız modifiye K-tipi eğe şekli göstermeleri sayesinde küçük eğeler için yeterli bir esneklik ve sabit bir gövde oluşumunu sağlarlar. Ayrıca ProTaper aletlerinde kesici olmayan uç ve değişken helikal açıları mevcuttur (86). ProTaper aletleri şekillendirme (SX, S1, S2) ve bitirme eğelerinden (F1, F2, F3, F4, F5) oluşmaktadır. Şekillendirici eğeler, prepare edilen kök kanalının özel bölümlerinde kontrollü bir kesme performansına izin veren, kesici kısımlarında tüm uzunluk boyunca artan koniklik yapısına sahiptirler. Bitirme eğeleri ise #20, #25, #30, #40 ve #50 gibi farklı boyutlara sahiptir ve apikal preparasyonun tamamlanabilmesi için apikal 3 mm’de sabit bir konikliğe sahiptirler.

Yardımcı şekillendirici eğe olan SX eğesinin, 14 mm’si kesici kısım olmak üzere toplam boyu 19 mm’dir. ProTaper eğeleri içerisinde en fazla artan koniklik açısına SX eğesi sahiptir (87). Eğenin uç çapı 0.19 mm iken, kesici kısmın başladığı noktada 1.20 mm’dir. Çok kısa kanallarda şekillendirme yapmak için, uzun kök kanallarında ise koroner genişletme yapmak için kullanılır.

Şekillendirici eğelerden S1 mor halkaya, S2 beyaz halkaya sahiptir ve S1’in uç kısmının çapı 0.185 mm, S2’nin uç kısmının çapı 0.2 mm’dir. S1 ve S2 eğeleri yardımcı şekillendirici eğelerdir ve Gates-Glidden ile sağlanan koroner genişletmenin yapılmasını sağlarlar (87). Kanalın koronal kısmının genişletilmesinde S1, kanalın orta kısmının genişletilmesinde ise S2 kullanılır. S1 ve S2 eğelerinin uçları yarı aktiftir. Eğelerin aktif bölümlerinin artan bir açılanmaya sahip olması,

enstrümanları daha agresif ve kanal içinde belirli bir alanda şekillendirici özellik kazanmalarını sağlar. Bitirici eğeler F1, F2, F3, F4 ve F5 sırasıyla sarı, kırmızı, mavi, yeşil ve siyah halkalara sahiptirler ve eğe uç çapları 0.20 mm, 0.25 mm, 0.30 mm, 0.40 mm ve 0.50 mm'dir. F1 %7, F2 %8, F3 %9, F4 %6 ve F5 %5 konikliğe sahiptir (87). Bitirici kanal aletleri ile çalışma uzunluğunda şekillendirme yapılır. Kök kanalının anatomisine göre, şekillendirici kanal aletlerinden sonra bitirici aletlerin sadece birisi kullanılarak da şekillendirme işlemi tamamlanabilir. Ancak kullanılacak bu eğe, kanalın kurvaturüne ve çapına uygun olarak seçilmelidir. Artan konikliğe sahip bu eğelerin üstün esneklik ve kesme özellikleri bulunur. Dereceli olarak artan bu açılma sayesinde, kök dentininde ulaşılamayan düzensiz, küçük alanlara ulaşılabilir. Özellikle dar ve eğri kanallarda, çalışma boyuna ulaşmak için sıklıkla yapılan rekapitulasyon sayısını, tıkanma olmaksızın azaltırlar (85).

ProTaper sistemiyle çalışırken uyulması gereken kurallar, diğer döner sistemlere benzerdir:

1. Kök kanalında apikale doğru ilerletilen kanal aletine basınç uygulanmamalıdır.
2. Şekillendirme sırasında kök kanallarında yıkama solüsyonu bulundurulmalı ve aletler kök kanalı içine kayganlaştırıcı uygulandıktan sonra yerleştirilmelidir.
3. Bitirici kanal aleti çalışma boyuna ulaştınca alet hemen geri çekilerek kök kanalından çıkarılmalıdır.
4. Şekillendirme sırasında dönme hızı sabit ve 250-350 devir/dakika arasında olmalıdır.
5. Şekillendirme esnasında kanal aletleri sık sık temizlenmeli, aşınma ve bükülme açısından kontrol edilmelidir.

ProTaper sisteminin dar kanallarda herhangi bir komplikasyon oluşturmadığı yapılan bir mikro bilgisayarlı tomografi çalışması ile belirtilmiştir (39). Bununla birlikte Bergman ve ark. (88) yaptıkları çalışma sonucunda ProTaper ile şekillendirilen kök kanallarında furkasyon bölgesine doğru bir miktar transportasyon meydana getirdiğini belirtmişlerdir. Yang ve ark. (89) yaptıkları çalışmada ProTaper

ve Hero Shaper sistemleri ile şekillendirilen kök kanallarını %5 NaOCl ve %17 EDTA ile yıkayıp, taramalı elektron mikroskopunda inceleyip, geride kalan smear tabakası ve debris açısından karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda ProTaper ile şekillendirilen kök kanallarında apikal bölgede daha az miktarda debris kaldığını bildirmişlerdir.

ProTaper'a ait günümüzde üç tip eğe sistemi bulunmaktadır, bunlar; ProTaper Universal, ProTaper Next ve ProTaper Gold sistemleridir.

ProTaper Universal, Dentsply Tulsa Dental Specialties tarafından 2001 yılında piyasaya sunulmuştur. Artan esneklik, kesme verimliliği, daha hızlı şekillendirme ve dışbükey üçgen kesit tasarımı olan, kademeli konik özellik içeren bir tasarıma sahiptir.

ProTaper Universal (PTU, Dentsply Maillefer) ve ProTaper Gold (PTG, Dentsply Maillefer) eğe sistemleri üçgen kesit tasarımı ve değişken koniklik özellikleriyle benzer enstrüman tasarımı özelliklerine sahiptirler. PTG esnekliği ve döngüsel yorgunluğa karşı direnci artırılmış, tescillenmiş metalurji tarafından imal edilmiştir (90).

PTG, PTN, PTU sistemleri karşılaştırıldığında; PTG ve PTN eğeleri, PTU eğe sisteminden anlamlı derecede daha az kanal transportasyonuna neden olur. PTU ve PTG aynı geometrik tasarım özelliklerinde olmalarına rağmen, farklı tip alışımdan üretilirler; PTG eğeleri yüksek esneme özelliği ve azaltılmış geri yükleme kuvveti özelliği kazandıran tescilli ısı teknolojisiyle üretilirler (91-93).

Aletin kanalın merkezinde kalmaya devam etmesi, daha konservatif preparasyon sağlar; PTG ve PTN aletleri ile preparasyonda daha fazla dentinin muhafaza edilmesi beklenir (94). Yapılan bir çalışmada PTG ve PTN sistemleri de farklı boyutlarına rağmen, kök kanalının koronal üçlü ve orta üçlüsünde hacim ve yüzey alanlarında benzer bir artış gösterdiği belirtilmiştir: PTG enstrümanlarında alışıma uygulanan ısıl işlemin, aletlerde plastik deformasyon ve kullanım sırasında kesici kenarlarında bozulmaya sebep olduğu düşünüldüğünden, kesme etkinliğinin azaldığını düşünen çalışmalar bulunmaktadır (95).

Çalışmamızda M-Wire teknolojisiyle üretilen ProTaper Next eğe sistemi kullanılmıştır. PTN eğeleri esnekliği geliştirilirken, kesme etkinliğinin de korunmasını sağlayan ısıtıl işlem yöntemiyle imal edilmiştir (96, 97). Bu özellik Dentstply patentli ısıtıl işlem süreci ile sağlanmaktadır. M-Wire Ni-Ti eğelerde, sıklıkla görülen kırılma sebeplerinden olan, dönme yorgunluğuna karşı daha fazla direnç gösterilmesi sağlanır (98). Tasarım özellikleri arasında değişken koniklik ve merkezden uzak (off-centered) dikdörtgen kesit özellikleri vardır. Merkezden uzak, dikdörtgen kesit özelliği ile debrisin taşınması için boş alanlar yaratılmıştır. Bu kesit özelliği eğeye, kök kanalında çalışırken yılsı sürtünme hareket özelliği/swagging kazandırır. Kanalları izlemenin optimizasyonu bu yılsı sürtünme hareketi ile başarılı bir şekilde sağlanır (98). Tek dizisi tüm klinik vakalarda uygulanabilir. Aşamalı koniklik özelliği crown-down tekniğini daha etkin hale getirebilmek için eklenmiştir. Apikal bitim çapları genel olarak onaylanmıştır (98).

Eğelerin kullanımı 300 Rpm hız ve 4-5.2 Ncm tork değerlerinde olmalıdır.



Şekil 2.3. ProTaper Next eğe sistemi giriş yolu eğeleri P1-P2



Şekil 2.4. Sırasıyla ProTaper Next X1, X2, X3, X4, X5 Şekillendirme eğeleri

X3, X4, X5 Şekillendirme eğeleri isteğe bağlı olarak kullanılırlar.

ProTaper Next döner sistemlerin kullanım şekli:

- Öncelikle endodontik giriş kavitesi açılır; giriş yolu düz ve tekrarlanabilir olmalıdır.
- Kanal ağzı 10 K-tipi el aleti kullanılarak belirlenir, çalışma uzunluğu ölçülür.
- 15 K-tipi ege ile kanalda mekanik preparasyon yapılır.
- İrigasyon solüsyonu eşliğinde, X1 (17/04) egesi ile bir veya daha fazla giriş çıkışla, çalışma uzunluğuna ulaşılan kadar preparasyon işlemi yapılır.
- X1'in çalışma uzunluğuna ulaşmasının ardından X2 (25/06) çalışma uzunluğuna ulaşılan kadar kullanılır. X2 aletinin üzerindeki yivler kontrol edilir, eğer ki yivler dentin talaşıyla dolmuşsa, kanal boyunun kontrolünün ardından şekillendirme işlemi tamamlanıp, dezenfeksiyon ve dolum işlemine geçilebilir.
- Alternatif olarak 25 K-tipi el aleti çalışma boyuna rahatlıkla ulaşabiliyorsa kanallar dezenfeksiyon ve dolum için hazırdır. Eğer 25 K-tipi el aletinde uzunluk kaybedilmişse; X3 (30/07) ege, eğer hala gerekli olursa X4 (40/06) ve X5 (50/06) aletleri 30, 40, 50 K-tipi el aletleri ile kontrol edilerek kullanılabilirler (99).

ProTaper Next alet sisteminin sırası, kanalın uzunluğu, çapı veya eğrilğine bakılmaksızın daima aynıdır (99).

2.4.8. One Shape

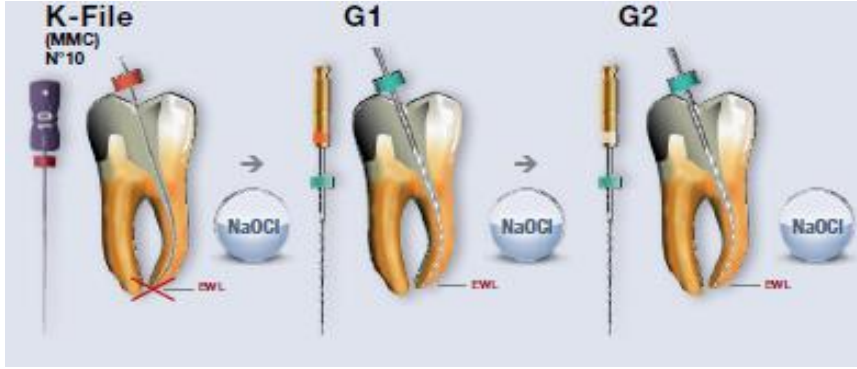
Micro-Mega tarafından 1999'da patenti alınan bu sistem, kök kanal şekillendirmesinin tek ege kullanılarak bitirilmesini sağlar. One Shape eğeleri devamlı rotasyon hareketi yaparak çalışırlar. Geleneksel Ni-Ti alaşımlardır. Uç büyüklüğü #25 olan ve 0.06 sabit konikliğe sahip tek ege vardır. Çalışma parçası, tüm uzunluğu boyunca 3 farklı kesitsel bölgeden oluşur. Uç kısmındaki birinci bölgede kesit; 3 kesici kenar tasarımı ile karakterizedir, orta bölgede aşamalı olarak 2 kesici kenar tasarımına dönüştürülür. Şaftın son bölgesinde ise S-şeklinde kesitin 2 kesici kenarı görülür (100-102). Aletin asimetrik kısmı yalnızca uç 2 mm'lik

kısmıdır (103). Bunlara ek olarak çalışan parçası boyunca değişken vida adımı uzunluğuna sahiptir, bu durumdan dolayı üretici tarafından aletin vidalama etkinliğinin azaltıldığı iddia edilmektedir (102).

Yeni nesil One Shape (OSNG) ile eski nesil One Shape (OSOG) arasındaki fark, yeni nesilin daha uzun vida adımlarının olması ve buna bağlı olarak güçlü direnç ve esneklik özellikleri göstermeleridir (103). Ayrıca, üretici One Shape eğelerin horizontal kesitleri arasındaki vida adımı uzunluğunun artırılmasıyla, eğenin esnekliğinin artırılmasının sağlandığını ve buna bağlı olarak da döngüsel yorulmaya karşı eğe direncinin artırıldığını iddia etmektedir (103).

One Shape sisteminin uygulama protokolü:

- Kanal anatomisini değerlendirmek için işlem öncesi bir radyograf alınır ve tahmini çalışma uzunluğu belirlenir.
- Kanal ağzlarını açığa çıkarmak için endodontik giriş kavitesi açılır ve düz giriş yolu sağlanır.
- Koronal bölgedeki daralıkların açılması için Endoflare kullanılır, Endoflare'in kanaldaki limitasyonu pulpa odasının 3 mm altıdır.
- Eğer çalışma uzunluğuna #10 K-tipi eğe ile rahatlıkla ulaşıyorsa ve #15 K-tipi el aletinin ulaşması da mümkünse, kanallar bolca NaOCl ile irige edilir ve One Shape prosedürü uygulanır.
- Eğer kanaldaki darlık #10 K-tipi eğenin çalışma uzunluğuna kolayca ulaşmasını engelliyorsa; kanal yolunun açılması için özel olarak tasarlanmış G-Files Ni-Ti döner aletleri kullanılır. Sırasıyla kanallara G1 ve G2 uygulanır. Her enstrüman sonrası kanallar bolca NaOCl ile irige edilir ve #15 K-tipi eğe çalışma uzunluğunu belirlemek için kullanılır (102).



Şekil 2.5. G-Files eğelerin kanallarda kullanımı

Kanalların şekillendirilmesi

- A) One Shape; çalışma uzunluğunun yaklaşık 2/3'sine kadar giriş ve çıkış hareketiyle basınçsız bir şekilde uygulanır. Kanalin ön büyütmesi için yukarı doğru bir çevresel eğeleme hareketi yapılır. One Shape eğe kök kanalından çıkarılır ve temizlenir. #10 K-tipi eğe ile apikal açıklık kontrol edilir ve irrigasyon yapılır.
- B) One Shape aleti kök kanalına yeniden yerleştirilir ve basınçsız olarak giriş-çıkış hareketi kullanılarak çalışma boyundan 3 mm kısa olana kadar uygulanır. One Shape aleti kanaldan uzaklaştırılır ve temizlenir. İrigasyon yapılır ve apikal açıklık #10 K-tipi eğe ile tekrar kontrol edilir.
- C) One Shape eğe kök kanalına yeniden yerleştirilir ve önerilen giriş-çıkış hareketleri ile çalışma boyuna kadar uygulanır.

Kanal anatomisinin karmaşıklığına bağlı olarak, çalışma boyuna bir ya da daha fazla aşamada ulaşılır (aletin çekilmesi, aletin temizlenmesi, irrigasyonun tekrarı ve apikal açıklığın kontrolü). Kök kanalı anatomisine göre gerekirse yukarı doğru çevresel eğeleme hareketi yapılabilir.

Bu sistemde apikal sonlandırma için, isteğe bağlı çözüm sunulmaktadır. One Shape Apical enstrümanları, kök kanalı One Shape ile şekillendirildikten sonra, kanalı apikal olarak büyütme için kullanılabilen steril ve tek kullanımlık eğelerdir. 2 enstrüman önerilmektedir; One Shape Apikal 1: N°30 - .06 ve One Shape Apikal 2: N°37 - .06.

One Shape tekniğine özdeş çalışma hareketi; apikal bölgede basınç olmadan uygulanan giriş-çıkış hareketidir.

One Shape enstrümetasyonu sonrasında;

One Shape Apikal 1: Çalışma uzunluğunda uygulanır.

One Shape Apikal 1 sonrası One Shape Apikal 2: Çalışma uzunluğunda uygulanır.

Kanalda direnç veya hafif apikale aletin çekilmesi hissi durumunda alet çıkarılır, temizlenir ve kök kanalı irige edilir. Bu alet tek kullanımlıktır ve sadece bir dişin tedavisi için tasarlanmıştır.

Her kanalda uygulanmasının ardından aletin durumu kontrol edilmelidir; gevşeme, yıpranma veya erken yorgunluk belirtileri gösteren tüm aletler atılmalıdır. Yeniden kullanım durumlarında alet kırılma riski taşır. Kök kanalı her enstrüman uygulanmasından sonra NaOCl kullanılarak yıkanmalıdır.

2.5. Resiprokal Sistemler

Resiprokasyon hareketi; tekrarlayan tarzda yukarı-aşağı veya ileri-geri hareket anlamına gelen bir tip salınım hareketidir (20).

Otomatik resiprokasyon sistemi endodontiye ilk olarak 1964'te Giromatic kanal şekillendirme sistemi ile girmiştir. Saat yönü ve ters saat yönünde 90° açıyla hareket eden, paslanmaz çelik eğeler kullanıma sunulmuştur. Fakat bu sistemin, el aletlerine göre daha fazla şekillendirme hatalarına neden olduğu rapor edilmiştir (104). Resiprokasyon eğeleri 2008 yılında yeniden, bu sefer Ni-Ti eğeleri şeklinde endodontiye giriş yapmıştır. Günümüzde ise resiprokal hareket yapan, tek ege Ni-Ti şekillendirme sistemleri kullanıma sunulmuştur.

Resiprokal hareketle kombine modern ege tasarımları, çoklu Ni-Ti ege sistemlerinden daha ucuz olan ve tek egeyle kök kanalı şekillendirmeyi sağlayan tasarımlardır. Resiprokasyon hareketi, egenin belirli bir derece kesme yönünde hareketini takiben dönme yönünün değişimiyle serbestleşme hareketi şeklinde oluşur. Resiprokasyon hareketiyle kullanılan ProTaper eğeleri ile rotasyon hareketiyle

kullanılan ProTaper eğelerinin neden olduğu apikal debris çıkışı miktarı benzer bulunmuştur (105, 106). Devamlı döner aletlerle karşılaştırıldığında, resiprokasyon hareketinde devir sayısının daha fazla olduğu gösterilmiş ve döngüsel yorgunluğa karşı önemli derecede dirençli olduğu ispatlanmıştır (107, 108). Bu iki özellik alet ömrünün uzamasını sağlayabilir. Ayrıca alet tasarımının da döngüsel yorgunlukta etkili olabileceği bildirilmiştir (109). Reciproc aletlerin çapraz kesitleri, Mtwo döner aletlerine benzer olarak S şeklindedir. WaveOne aletlerinin ise apikal 5 mm’de üç radyal alanı vardır ve geride kalan 9 mm’de bıçak tasarımı ProTaper sistemine benzer şekilde dönüşür (110).

2.5.1. Resiproc Sistemi

Bu sistem VDW tarafından üretilmiş resiprokal hareketle çalışan kanal şekillendirme sistemidir. 360°’lik turu birçok ileri-geri hareketle tamamlarlar ve kesme yönündeki dönüş açısı pasif yöndeki dönüş açısından fazladır. Sistem üç farklı boyutta eğeeye sahiptir. Bunlar:

R25; Uç çapı 0.25 mm’dir ve .08 apikal tapera sahiptir.

R40; Uç çapı 0.40 mm’dir ve .06 apikal tapera sahiptir.

R50; Uç çapı 0.50 mm’dir ve .05 apikal tapera sahiptir.

Resiproc kanal aletleri keskin olmayan uca sahip, M-wire teknolojisi ile Ni-Ti’den üretilmiş aletlerdir. M-wire alaşımlar geleneksel Ni-Ti alaşımlara göre daha fazla döngüsel yorgunluk direnci ve esnekliğe sahiptirler. Resiproc aletleri kök kanalı şekillendirmesi için sadece bir eğenin kullanıldığı, tek eğe tekniğine uygun olarak tasarlanmışlardır. Birçok kanal şekillendirme aletinde şaft uzunluğu 13 mm’dir. Reciproc aletlerinin şaft kısımlarının uzunlukları ise, arka grup dişlere daha kolay giriş sağlamak amacıyla 11 mm olacak şekilde dizayn edilmiştir. Resiproc aletleri tek kullanımlıktır. Bir eğe ile en fazla bir büyük azı dişin kök kanallarının şekillendirilmesi tamamlanabilir. Reciproc eğeleri resiprokasyon hareketine olanak sağlayan “Gold Reciproc” endodontik motorla beraber önceden programlanmış “Reciproc all” konumunda kullanılabilirler. Eğeler saniyede 10 resiprokasyon

döngüsünü tamamlayacak şekilde çalıştırılırlar ki bu değer de dakikada 300 dönüşe denk gelmektedir.

2.5.2. WaveOne Sistemi

Dentsply Maillefer tarafından üretilmiş olan bu sistem, kök kanal şekillendirmesinin tek eğe kullanılarak bitirilmesini sağlar. WaveOne eğeleri programlanmış bir motor vasıtasıyla, balanced-force tekniğine benzer resiprokal hareket yaparak çalışırlar. Eğeler, ısıl işlemde geçirilmiş M-wire teknolojisiyle üretilmişlerdir bu nedenle diğer döner Ni-Ti eğelere kıyasla, döngüsel yorgunluğa karşı yaklaşık olarak dört kat daha fazla dirençli özellik gösterirler (111). Günümüzde 21, 25 ve 31 mm uzunluk seçenekleri olan 3 farklı boyutta WaveOne tek eğe resiprokasyon sistem eğesi mevcuttur.

1. WaveOne Small: Dar kanalların şekillendirilmesinde kullanılan, .06 taper ve 21 numara uç ebadına sahip eğelerdir.
2. WaveOne Primary: Birçok kök kanalın şekillendirilmesinde kullanılabilen, koronale doğru azalan .08 taper ve 25 numara uç ebadına sahip eğelerdir.
3. WaveOne Large: Geniş kanalların şekillendirilmesinde kullanılan, koronale doğru azalan .08 taper ve 40 numara uç ebadına sahip eğelerdir.



Şekil 2.6. Sırasıyla WaveOne Small, Primary ve Large eğeleri.

Eğeler saat yönünün tersinde kesme hareketi yapmak üzere tasarlanmışlardır. Tüm eğelerin uç kısımlarının çapraz kesitleri modifiye konveks üçgensel şekildedir.



Şekil 2.7. WaveOne eğesinin apikal kısmından bir kesit



Şekil 2.8. WaveOne eğesinin koronal kısmından bir kesit

WaveOne eğeleri tek kullanımlıktır. Üretici firma, eğelerin tek kullanımlık olması sayesinde, alette oluşabilecek yorgunluğa bağlı kırılmaların ve aletlerin tamamen sterilize olmadığı durumda oluşabilecek olan çapraz kontaminasyon riskinin azaldığını ileri sürmektedir (112). WaveOne aletleri; şarj edilebilir bataryaya sahip, resiprokasyon hareketinin açıları ve hızı önceden programlanmış WaveOne (Dentsply, Maillefer) motor vasıtasıyla kullanılırlar. Kök kanallarının hazırlanması için iki farklı çalışma şekli mevcuttur; saat yönünün aksine hareket ve saat yönünde harekettir. Ters saat yönünde hareket açısı, saat yönü hareket açısından büyüktür. Ters saat yönünde hareket, aletin dentini kesmesini sağlarken (kesme yönü), saat yönünde hareket aletin kanal içerisinde sıkışmadan serbestleşmesini sağlar. Tam tur, üç ileri-geri hareketle tamamlanır ve aletin apikale doğru ilerlemesi için çok az kuvvet yeterlidir.

Kanala uygun WaveOne eğesini belirlemek için el aletlerinden faydalanılabilir (113).

- #10 K-tipi eğe kanal içerisinde zorla hareket ettiriliyorsa WaveOne Small tercih edilir.
- #10 K-tipi eğe kanal boyunca rahatça ilerleyebiliyorsa WaveOne Primary tercih edilir.
- #20 veya daha büyük K-tipi eğeler kanal içerisinde rahatlıkla ilerleyebiliyorsa WaveOne Large tercih edilir.

Genellikle kanalların çoğunun şekillendirmesi WaveOne Primary eğesi kullanılarak tamamlanır.

WaveOne eğelerinin avantajları şöyledir (113);

- Çoğu vakada tek eğe kullanılarak şekillendirme bitirilir.
- Eğeler resiprokal hareketle çalıştığı için daha az alet kırılması görülür ve plastik deformasyona daha geç uğrarlar.
- Kanal şekillendirmesi daha kısa sürede tamamlanır.
- Tek eğe kullanıldığı için prosedürel hata yapma riski daha azdır.
- Eğeler tek kullanımlık oldukları için kontaminasyon riski daha azdır.
- Sistemin öğrenilmesi ve kullanılması kolaydır.

McRay ve ark. (114) WaveOne ve ProTaper eğelerini kanal merkezinden sapma ve transportasyon oluşturmaları açısından inceledikleri in-vitro çalışma sonucunda; her iki kanal şekillendirme sisteminin de güvenilir olduklarını bildirmişlerdir. Fatma ve Ozgur (115) ProTaper F2, WaveOne Primary ve Reciproc R25 eğelerini, yüzey değişiklikleri açısından, atomik mikroskop kullanarak incelemişlerdir. Eğelerle rezin bloklarda şekillendirme yaparak, eğelerin şekillendirmeden önceki ve sonraki yüzey topografilerini karşılaştırmışlardır. WaveOne eğelerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla yüzey düzensizliği meydana geldiğini tespit etmişlerdir.

Tinoco ve ark. (116) resiprokal tek eğe sistemleri ile çok eğenin kullanıldığı döner sistemleri, kanal şekillendirme esnasında apikale bakteri çıkışı açısından karşılaştırdıkları araştırma sonucunda; resiprokal eğelerin, döner sistemlere göre

istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bakteri çıkışına neden olduklarını bildirmişlerdir. Versiani ve ark. (27) WaveOne, Reciproc, ProTaper ve Self-Adjusting File sistemlerinin oval kanallardaki etkinliklerini mikro bilgisayarlı tomografi kullanarak incelemişlerdir; WaveOne ve ProTaper eğelerinin diğer sistemlere göre daha fazla dokunulmamış dentin alanı bıraktığını tespit etmişlerdir.

2.5.2.1. WaveOne Gold Sistemi

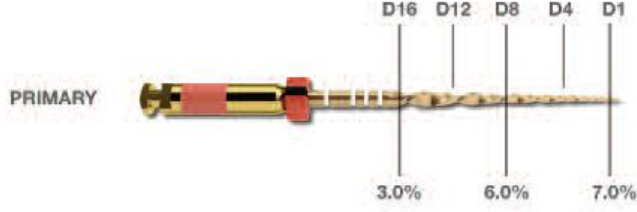
Günümüzde minimal invaziv endodonti üzerine yoğunlaşılmasıyla, 2011 yılında piyasaya sürülen WaveOne, kullanan klinisyenlerin geri bildirimleri de hesaba katılarak ve gelişiminde yer alan orijinal fikir liderlerinden Doktor Clifford Ruddle (ABD), Sergio Kuttler (ABD), Wilhelm Pertot (Fransa), Julian Webber (İngiltere) aletin kesme verimliliğini ve mekanik özelliklerini daha da iyileştirmek amacıyla İsviçre Ballalaigues'de Dentsply araştırma ve geliştirme ekibiyle işbirliği yapmışlardır ve sonuç olarak basitlik, emniyet, tek kullanımlık özellikleriyle WaveOne Gold eğeler ortaya çıkarılmıştır (117). WOG sisteminin kinematığı WO sistemine göre değişmemiştir, ancak eğelerin kesiti, boyutu, geometrisi daha esnek hale getirilmek için modifiye edilmiştir (117).

WOG eğeleri, süper elastik Ni-Ti'den geliştirilmiş metalurji ve ısıl işlem teknolojisi kullanılarak üretilmişlerdir (118, 119). Eğelerin altın rengi özellikleri; Ni-Ti eğelerin ısıyla muamele edilip yavaşça soğutulmasıyla imal edilmeleri sonucu oluşur. Teknik açıdan bakıldığında, ısıl işlem dönüşüm sıcaklıklarını (ostenitik başlangıç ve ostenitik kaplama) değiştirir, bu aletin özellikleri üzerinde pozitif etki ve esnekliğinde artış sağlar (117).

WOG, 16 mm'lik aktif kesme uzunluğuna sahiptir; posterior erişim için kısaltılmış 11 mm sap ve tek kullanımlık felsefesini koruyarak WaveOne ile aynı ISO renk kodlu ABS halkası içerir.

Değişken ve azalan taper yapısı; koronal genişlik olan D16'da diş yapısının daha fazla korunmasını ve muhafaza edilmesini sağlar. WOG aletlerinin değişken ve azalan konikli yapısı, WO ile karşılaştırıldığında daha konservatif bir preparasyon sağlar. Minimal invaziv endodonti kavramı henüz belgelenmemiş ve anlamlı çalışma

olmadığı halde, etkili üç boyutlu irrigasyon ve obturasyonun sağlanması ve mevcut diş yapısının korunmasına yönelik olumlu bir adımdır.



Şekil 2.9. WOG eğelerin değişken ve azalan konikliği

WOG eğeleri, 170° saat yönünün tersine dentini kesme, aletin dentine kilitlenmesini önlemeyi sağlayan 50° saat yönünde dönme özelliğine sahiptir. Böylece net olarak 120° lik kesme sağlanmış olur, bu nedenle 3 döngü sonrası alet 360° lik bir ters dönme hareketi sağlayabilir (18).

WOG tek eğe resiprokasyon sistemi 4 tipte vardır: Küçük (20/.07, sarı), Primary (25/.07, kırmızı), Orta (35/.06, yeşil), Büyük (45/.05, beyaz). 21mm, 25mm, 31mm uzunluklarında bulunmaktadır.

Farklı uç boyutları ve koniklik özellikleri sayesinde günlük pratikte yaygın olarak karşılaşılan geniş apikal çap anatomisindeki dişlere uygulanmaları kolaydır. Yapılan preparasyonda irrigasyon, debrisin uzaklaştırılması ve 3 boyutlu dezenfeksiyonun sağlanması ve kanalların doldurulmasında ideal preparasyon sağladığı üreticiler tarafından iddia edilmektedir (117).



Şekil 2.10. WaveOne Gold Ege Serisi

Şekillendirme prosedürünü başlatmak için öncelikle WOG Primary eğesi kullanılır. Kanalların yaklaşık %80'inde, düz ve tekrarlanabilir giriş yoluna sahip kanallarda, doğru tek eğe sistemi tekniğinin uygulanmasıyla optimal şekil sağlanır.

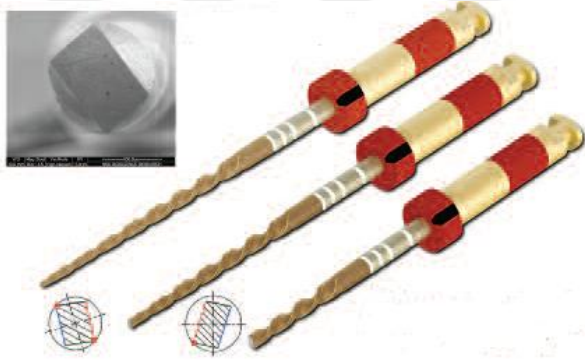
WOG Küçük eğeleri, geçit eğeleri olarak düşünülebilir, preparasyon sonrası oluşan şekil, kök kanal sisteminin dezenfeksiyonu ve doldurulması için fazla küçüktür.

Primary eğesinin pasif olarak giriş yolunda hareketinin sağlanamadığı durumlarda, uygun uzunlukta WOG Küçük eğesi ile genişletme ve şekillendirme işlemi yapılır. Daha sonra Primary eğesi tekrar çalışma uzunluğuna ulaşmak için kullanılır. İki aletin bu şekilde sıralı kullanımı nadir olmakla beraber, bu yöntemin piyasadaki diğer rotary şekillendirme sistemlerine göre daha güvenli ve etkili olduğu ileri sürülmüştür. Primary eğesi çalışma boyuna ulaştıktan sonra, alet üzerindeki olukların debris ile dolduğunun gözlemlenmesi şekillendirmenin tamamlandığını gösterir. Eğer Primary eğesi çalışma uzunluğuna ulaştığında dentin debris aletin oluklarında görülmezse ve kanal içinde gevşek kalırsa, apikal oluklar debrisyle dolana kadar WOG Orta ya da WOG Büyük ile şekillendirmeye devam edilir. Ayrıca, ISO standartlarına göre #25 ya da #35 el aletleriyle ölçülen apikal bölgede, apikal çapın Orta ya da Büyük eğeye gerek duyup duymadığı da belirlenebilir.

WOG eğeleri, direnci azaltmak için ve düzensiz enine kesit gösteren kanallarda daha etkili olabilmek için fırçalama hareketiyle kullanılırlar. Fırçalama hareketi, koronalde düz girişi engelleyen yapıları ortadan kaldırır, yanda boşluk

oluşmasını sağlar, böylece debrisin uzaklaşacağı boşluk sağlanmış olur ve aletin kanal boyunca ilerlemesi kolaylaşır. Ayrıca, fırçalama hareketi alet ile dentin arasındaki teması azaltır, dentin ve alet arasındaki kilitlemeyi hafifletir ve aletin daha rahat çalışmasını sağlar (113). Aletler düz giriş yolu boyunca, 2-3 mm'lik küçük vuruşlu hareketlerle kullanılır.

WaveOne eğelerle karşılaştırıldıklarında, çapraz kesit, boyut ve geometrik olarak değiştirilmişlerdir. WO dışbükey bir üçgenin kesit tasarımına sahip iken; WOG eğeleri merkez dışı, paralelkenar kesit tasarımına sahiptir; bu sayede tek nokta kontak oluşturur ve aktif kesim açısının 85° olması sağlanmış olurlar. Alet ile kanal duvarı arasındaki temas alanının azaltılması bağlanmayı azaltır ve eğenin aktif uzunluğu boyunca 24° sabit helikal açıyla vidalanmayı yok eder ya da minimize ederler. Ayrıca enstrümanın etrafında kalan boş alanlarda debrisin uzaklaştırılmasında etkilidirler. WO ve WOG değiştirilmiş konikliğe sahiptirler, ayrıca WOG eğeleri WO eğelerinden daha küçük boyuttadırlar.



Şekil 2.11. WaveOne Gold Paralelkenar kesit tasarımı

2.6. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri

Kök kanal tedavisinin tamamlanmasında son aşama, şekillendirilen kök kanallarının doldurulmasıdır. Kök kanallarının doldurulmasındaki esas amaç; kök kanal sisteminin, pulpa boşluğunun üç boyutlu olarak apikal ve lateral yönde, periapikal

dokulardan ve koronal bölgeden kanal içine hiçbir giriş yolu bırakmadan, hermetik olarak tıkanmasını sağlamaktır. Sızdırmaz şekilde tıkanan kök kanalı, tedavinin klinik başarısını %96.5 oranında artırır (120). Standart kök kanal dolgusu, merkezde çekirdek materyal (sıklıkla guta-perka) ve kök kanal dolgu patının birlikte kullanımı ile gerçekleştirilir. Merkezi ana materyalin kök kanal boşluğunda en fazla alanı, kök kanal dolgu patının ise en az alanı kaplaması istenir. Kök kanal dolgusu için en sık kullanılan materyal ise guta-perkadır, ancak kanal duvarlarındaki düzensizliklerin doldurulması ve guta-perkanın kök kanal duvarına yapışması için pat kullanımının da gerekli olduğu bildirilmiştir (121). Guta-perka 1847’de Dr. Asa Hill tarafından diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılmaya başlamıştır. Kök kanallarının doldurulmasında kullanılabileceği 1867’de Dr. G. A. Bowman tarafından önerilmiştir. Kök kanalı dolum teknikleri arasında soğuk lateral kondensasyon tekniği en sık kullanılan, uygulanması kolay ve güvenilir bir tekniktir. Ancak bu tekniğin homojen bir dolgu sağlayamadığı ve dentin duvarlarına adaptasyonunun zayıf olduğu ileri sürülmüş ve sıcak guta-perka teknikleri geliştirilmiştir (122).

Farklı kök kanal dolgu teknikleri literatürde bulunmaktadır ve hepsinin ayrı ayrı endikasyonları, kontrendikasyonları, avantaj ve dezavantajları vardır.

Kök kanal dolgu yöntemlerini aşağıdaki gibi sınıflamışlardır (39);

1. Lateral kondensasyon
2. Sıcak vertikal kondensasyon
3. Sürekli dalga kondensasyon tekniği
4. Sıcak lateral kondensasyon
5. Termoplastik enjeksiyon teknikleri
6. Guta-perka taşıyıcı sistemleri
7. Termomekanik kondensasyon
8. Kimyasal olarak yumuşatılmış guta-perka yöntemi
9. İmmEDIATE obturasyon

2.6.1. Lateral Kondensasyon

Bu teknik ilk kez, 1914 yılında Callahan tarafından uygulanmış, daha sonra Grossman tarafından geliştirilmiştir (123). Tekniğin uygulanma şekli; kanallar, şekillendirme ve temizleme işlemi tamamlandıktan sonra steril distile su veya serum fizyolojikle yıkanıp kurulanır. Master kon kanala uyumlandırılır ve gerekli radyografik kontrolü yapılır. Master kon çalışma boyunda sıkışma hissini vermeli ve bu boyda kanala yerleşmelidir. Aynı şekilde doluma geçmeden önce kullanılacak spreaderın da kanal içinde kontrol edilmesi gereklidir (124). Kök kanalına, ana kon ardından yerleştirilen spreader, çalışma boyunun 1-2 mm gerisinde kalmalıdır (125). Master kon ve spreaderın kontrolü tamamlandıktan sonra kanal patı hazırlanır; pat, kanal eğesi, paper point veya lentülo ile kanala gönderilir. Master kon dezenfekte edildikten sonra uç kısmı kanal patı ile kaplanır ve kanala yavaşça yerleştirilir. Bundan sonra sıra yardımcı (ilave) konların yerleştirilmesine gelir. Spreader yerleştirildikten sonra kök kanalından çıkartılmalıdır. 0.02 mm koniklik açısına sahip yardımcı konlar, spreader tarafından oluşturulan boşluğa yerleştirilirler. Spreaderın oluşturduğu bu boşluğa aynı kalınlıktaki yardımcı konlar yerleştirilir. Bu işleme spreader kanalın koronal 1/3'ini geçemeyene kadar devam edilir. Fazla guta-perka arka dişlerde kanal ağzının 1 mm altında; ön dişlerde mine-sement birleşimi seviyesinde olacak şekilde ısıyla uzaklaştırılır ve koronal kısımdaki guta-perka uygun bir plugger ile sıkıştırılır.

Bu yöntemle kanallar doldurulmadan önce kök kanalına konik formda şekillendirilme yapılmış olmalı ve kök ucunda apikal bariyer sağlanmış olmalıdır (126). Çalışma boyu kontrolü bu teknikte kolaylıkla sağlanmaktadır; fakat kök kanalında düzensizlik, çok eğri ve anormal şekilli kanallar, internal rezorbsiyon gibi durumlarda sıcak vertikal sıkıştırma tekniği kadar başarılı bir teknik değildir (127). Çalışma uzunluğunun kontrollü olması, sistemin ekonomik olması, özel aletlere gerek duyulmaması, pat veya guta-perkanın kanalın apikal ucundan diğer ısı ve basınçlı tekniklere göre daha az dışarı taşması soğuk lateral kompaksiyon yönteminin önemli avantajlarından (128). Homojen kök kanal dolununun elde edilememesi ve kullanılan konlar arasındaki boşlukların pat ile dolmasının beklenmesi; kanal düzensizliklerinin sıcak veya akışkan yöntemlerde olduğu gibi iyi dolduramaması;

spreader ile kompaksiyon işlemi sırasında aşırı kuvvet uygulanması sonucu kök kırığı açısından risk yaratması gibi dezavantajları bulunmaktadır (127).

2.6.2. Sıcak Vertikal Kondensasyon

Bu yöntem 1967 yılında Schilder tarafından önerilen eski yöntemlerden biridir. Uygulanması sırasında ısıdan yararlanıldığı için termoplastik guta-perka yöntemleri arasında yer almaktadır. Basit veya karmaşık yapılı kök kanallarında etkili tıkama sağlamak amacıyla geliştirilmiş bir tekniktir (129). Bu yöntemle; ısıtılmış guta-perkanın vertikal yönde sıkıştırılmasıyla kanalların üç boyutlu olarak doldurulabileceği ve soğuk lateral kondensasyon tekniğine göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir (130). Bu yöntemin uygulanması için önce; preparasyonu tamamlanmış kanala apikal, orta ve koronal bölgelerine uygun pluggerların seçimi ve uyumlandırılması yapılır. Sonra ana kon seçilir ve radyografik kontrolü yapılır; konun apeksten 0.5-1 mm uzaklıkta olmasına dikkat edilir. Preparasyonun apikal bölgesinde tıkanmanın sağlanabilmesi için, apeksten 5-7 mm'lik mesafelerde sıkıştırma yeterli olmaktadır. Apikal daralıma 5 mm'den daha yakın mesafelerde çalışmak gereksiz görülürken; 5-7 mm'lik mesafelerdeki çalışma yan kanalların doldurulmasını sağlamaktadır (129). Ana kon kanala az bir patla yerleştirildikten sonra, giriş kavitesine uzanan konun ucu sıcak keskin bir ekskavatörle uzaklaştırılır. Bundan sonra ısı iletme aleti ve pluggerın sırayla kullanımı gerçekleştirilir. Isı iletme aleti ısıtılır, guta-perka kitlesinin merkezinde 3-4 mm'lik derinliğe kadar yerleştirilir ve seri bir şekilde geri çekilir. Her kullanımda alet yeterli ısıyı transfer etmeli ve guta-perka donmadan çekilerek materyalin geri çıkmasını önlemelidir. Yumuşatılan konun bir kısmı spreader ile çıkarken, geri kalan guta-perka kanal içinde vertikal yönde sıkıştırılır, yani vertikal kondensasyon yapılır. Sıkıştırma işlemi daha derinlere doğru ulaştıkça guta-perkanın geriye kaçma ihtimali olanaksızlaşır (Down-packing) (129). Kanal sisteminin apikal bölümünün 3 boyutlu olarak tıkanmasının ardından, kanalın geri kalan bölümünün doldurulmasına geçilir (Back-packing). Ritmik ısıtma ve sıkıştırma kanalın daha derinlerine ulaşılmasını sağlar. Apikal uçtaki guta-perkanın sıcaklığı, vücut ısısının biraz üzerine yükselir. Guta-perka ısıyla önce semi-rijid, sonra plastik özellik gösterir. Bu konuda üç noktanın bilinmesi gerekir (129):

- 1) Geçiş ve ilerlemeler kademelidir.
- 2) Guta-perkaya hareket verilebilmesi için vücut ısısının 3-8°C üzerine kadar ısıtılması gerekir.
- 3) İlave ısı gönderilmezse sıkıştırılan guta-perka kök kanalının alt bölümünü tıkar ve hızla vücut ısısına dönerek dolgunun daha ileri hareketine direnç gösterir.

Vertikal kondensasyon kök kanal dolgusunda temel kurallar (129);

- Kullanılan fulvar/pluggerlar daima apikal 1-2 mm'ye ulaşılabilir şekilde seçilmelidir.
- Fulvarlar serbest olarak uyum göstermeli, dentin duvarlarına temas etmemelidir.
- Enstrümanlar guta-perkanın yumuşatılması için yeteri kadar ısıtılmalıdır.
- Kanalın apikal bölümüne fazla pat konmamalıdır.
- Aşırı vertikal kondensasyon basınçlarından kaçınılmalıdır.
- Guta-perkanın apikal hareketi ve kondensasyonu radyografik olarak takip edilmelidir.
- Fulvarın üzerinde guta-perkanın yapışmaması için separasyon ortamı kullanılabilir.

Teknik diğerlerine göre daha zor ve zaman alıcıdır. Ancak daha homojen ve üç boyutlu bir dolgu sağladığı, yan kanalın ve apikal foraminaların mükemmel bir şekilde doldurulduğu bildirilmiştir (39). Özellikle maksimum kondensasyonun gerektiği durumlar; internal rezorpsiyon, geniş yan kanalı olan dişler, post-core yapılacak dişlerin apikal bölgelerinin doldurulması durumlarında önerilmiştir (129).Ancak bazı dezavantajlar mevcuttur:

- Foramen apikalenin geniş olduğu durumlarda taşkın dolguların görülmesi
- Eğri kanallarda kullanımının zor olması
- Zayıf köklerde enine ve boyuna kök kırıklarının görülmesi

2.6.3. Sürekli Dalga Kondensasyon Tekniği

Sıcak vetikal kondensasyon tekniğinin bir varyasyonu sürekli dalga kondensasyon tekniğidir. Sıcak guta-perka yöntemlerinde, başlangıçta, dış ortamda ısıtılarak kök kanalına uygulanan ısıtıcı uçlar kullanılmıştır. Dış ortamda ısıtılan ısıtıcı ucun, kök kanalına uygulanmasına kadar geçen süre içerisinde soğuması ve ısının guta-perkaya eşit olarak dağılmaması nedeni ile doğrudan kök kanalı içerisine uygulanan ısıtıcı uçların kullanımı gündeme gelmiştir. Sürekli dalga kondensasyon tekniği; elektrikli bir ısı taşıyıcı, Sistem B üniti ile her biri 0.5 mm uç çapına sahip # 06, # 08, # 10 ve # 12 koniklikte paslanmaz çelik pluggerlardan meydana gelir. System B'de, ısının guta-perkada muntazam ve devamlı dalgalar şeklinde yayılması sağlanmaktadır. Bu yöntemde, ısı kaynağını oluşturan bir aygıtaya bağlı ısı taşıyıcı uçlar, apikal uçluden veya eğim noktasından ileriye uygulanmamalıdır. System B aygıtı, kök kanalı içindeki guta-perkayı ısıtarak yumuşatır ve vertikal yönde kondanse eder (131).

Sistem B üniti 200°C dokunma moduna ayarlıdır. Plugger kanal ağzı girişine yerleştirilerek fazla koronal materyali uzaklaştırmak üzere aktive edilir. Kondensasyon kanal ağzındaki guta-perkaya karşı soğuk pluggerın yerleştirilmesi ile başlatılır. Sıkı basınç cihazın aktive edilmesiyle uygulanan ısı ile birlikte uygulanır. Plugger sıkıştığı noktanın 3 mm içerisine doğru hızlıca (1-2 sn) hareket ettirilir. Plugger üzerindeki basınç korunurken 5-10 sn boyunca ısı inaktive edilir. Guta-perka kitlesine 1 sn'lik ısı uygulamasından sonra plugger uzaklaştırılır. Pluggerlar uç kısımdan gövde bölümüne doğru ısınacak şekilde dizayn edilmişlerdir. Bu özellik kondanse edilen kitlenin yerinden oynama potansiyelini azaltır ve materyale ikinci bir ısı uygulanmasını önler.

Kanal konfigürasyonunun hidrolük kuvvetlerin oluşumunu önleyebildiği oval kanallarda aksesuar bir kon kondensasyon öncesinde master konun yanına yerleştirilebilir. Tip II kanallarla birlikte master konlar kondensasyon öncesinde her iki kanala da yerleştirilir. Konlardan biri obture edilirken diğer el pluggerı kullanılarak kanal içerisinde stabilize edilir.

Pluggerın bıraktığı boşluğu doldurmak için herhangi bir termoplastik enjeksiyon tekniği (Obtura II veya Ultrafil 3D [Colene/Whaledent, Inc.])

kullanılabilir veya bu boşluğa patla birlikte aksesuar bir kon yerleştirilir, ısıtılır; ardından kısa ısı ve vertikal basınç uygulamaları ile birlikte kondanse edilir.

Çalışmamızda hem devamlı dalga yöntemi hem de ısıtılmış guta-perkanın enjeksiyonu işlemini tek bünyede yapabilen kullanımı kolay Elements Free Kablosuz Obturasyon Sistemi kullanılmıştır.

Elements Free Kablosuz Obturasyon Sistemi (SybronEndo/Kerr Endodontics, Orange, CA, ABD) Downpack ve Backfill ünitelerini şarj eden birleşik veya iki ayrı istasyona sahiptir. Downpack ünitesi pluggerin ısıtılmasını sağlarken, Backfill ünitesi ısıtılmış guta-perkanın çıkışını sağlamaktadır. 100°C-400°C arasında ayarlanabilir ısı aralığına sahip Downpack ünitesi 0.5 saniyeden daha kısa sürede 200°C sıcaklığa ulaşabilmektedir ve dijital ısı kontrolüne sahiptir. Backfill ünitesi kullanım kolaylığı ve daha iyi kontrol için ilgili tuşu çift tıklamayla guta-perka çıkışını otomatik olarak yapabilmektedir (132). Enjekte edilebilir termoplastik guta-perkanın pinler, ağ yapıları, internal rezorbsiyon kaviteleri ve lateral kanallar gibi kanal düzensizliklerindeki dolun etkinliğinin iyi olduğu savunulmuştur. Fakat C şekilli kanallarda diverjan/birbirinden uzaklaşan alanlar sıklıkla şekillendirilememekte, dolayısıyla dolun materyalinin bu alanlara doğru akmasına direnç gösterebilmektedir (133).

2.6.4. Sıcak Lateral Kondensasyon

Guta-perkanın sıcak olarak uygulandığı soğuk lateral kondensasyon yönteminin bir modifikasyonudur. Marlin tarafından geliştirilmiştir (134). Guta-perka kondensatörü ile uygulanır. Kondensatörün ucu kanal sonduna benzeyen 30-35 no'lu K-tipi eğe ebatlarında tamamen düz yivleri olmayan bir yapıya sahiptir (134). Yumuşayan guta-perka kolayca kondanse edilir ve daha yoğun kanal dolgunu elde edilebilir. Bu işlem için ısıtılmış kondensatör uçları her zaman yeterli sıcaklıkta tutulamayabilir. Bu nedenle özel sıcak taşıyıcılar ve elektrikli ısıtılmış spreaderlar üretilmiştir. Aletlerin yavaşça ısıtılması önemlidir. Spreader çok fazla ısıtılırsa guta-perka eriyip alete yapışabilir ve kanaldan tekrar çıkabilir (135).

2.6.5. Termoplastik Enjeksiyon Teknikleri

Guta-perkanın kanal dışında ısıtılarak kanal içine enjekte edilmesi, termoplastik tekniklerinin değiştirilmiş şeklidir. Son yıllarda Obtura II endodontistler tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Alfa faz guta-perka yaklaşık 200°C’de yumuşar ve ısıtılmış gümüş iğne ucu ile itilip çekilir. İyi prepare edilmiş geniş kanallarda kullanılması önerilmektedir, fakat apikalde kontrol edilmesi zordur (135).

2.6.6. Guta-perka Taşıyıcı Sistemleri

Bu teknik guta-perkanın ısıtılarak taşıyıcı üzerine yerleştirildiği ve plastik taşıyıcının tedavi sonunda kök kanalında kaldığı için taşıyıcı esaslı teknik olarak adlandırılmaktadır. Bir kanal aleti yardımıyla guta-perkanın kök kanalı içine yerleştirilmesi ilk kez Johnson tarafından 1978’de yapılmıştır (136). Johnson’un metodu günümüzde “Thermafıl plus” olarak bilinmektedir. Thermafıl endodontik obturatörler özel olarak tasarlanmış alfa fazındaki guta-perka ile kaplanmış esnek çelik, titanyum veya plastik taşıyıcılardır. Kullanım kolaylığından dolayı popüler hale gelmişlerdir. Taşıyıcılı sistemlerin dezavantajı kanala post yerleşiminin ve kanalın yeniden tedavisinin zor hale gelmesidir. Ayrıca kök kanalına yerleştirilmesi sırasında guta-perkanın da sıklıkla taşıyıcıdan ayrılması, kanalın apikal kısmında sadece taşıyıcının kalmasına neden olur. Tüm tekniklerde olduğu gibi bu teknikte de pat kullanımı gereklidir. Smear tabakasının uzaklaştırılması üretici firmalar tarafından önerilmektedir ve uzaklaştırmanın taşıyıcı esaslı tekniklerin kök kanalını tıkama başarısını artırdığı gösterilmiştir (137).

2.6.7. Termomekanik Kondensasyon

Mc Spadden tarafından 1979’da geliştirilmiştir. Bu teknikte guta kompaktörü adı verilen çok uzun olmayan, tersine çevrilmiş H-tipi eğeye benzer aletler kullanılmaktadır. Kompaktör mikromotorun ucuna takılır ve kompaktörün guta-perkaya sürtünmesi ile guta-perka yumuşar ve kompaktörün yivleri arasında apikale itilerek kondanse edilir (129). En büyük dezavantajı guta-perkanın yumuşamış halinin apeks boyunca taşarak kontrolünün apeks kısmında zor olmasıdır. Bunun üstesinden gelebilmek için bu teknik Tagger tarafından modifiye edilmiştir (138). Bu

modifiye teknikte, master kon ve iki ya da üç aksesuar kon ile lateral kondensasyon yapılarak, kanalın koronal kısmı ise plastize guta kullanılarak doldurulmuştur. Bu metot, patın apikal kısmından taşmasını yarı yarıya önlemiştir. Bu doldurma tekniği özellikle tam bir apikal kapama sağlandıktan sonra koronal kısmının doldurulması için etkili ve hızlı bir yöntemdir (135).

2.6.8. Kimyasal Olarak Yumuşatılmış Guta-perka Yöntemi

Bu yöntem lateral kondensasyon tekniğinin, anatomik farklılıklar ve klinisyen hatalarının azaltılması amacı ile modifiye edilmesi sonucunda elde edilmiştir (131). Kimyasal solüsyonlar (kloroform, metilkloroform, ökaliptol) ya da ısı yardımıyla guta-perkanın yumuşatılarak kök kanalına uyumlanması esasına dayanır (131).

2.6.9. İmmediat Obtürasyon

Apikali kapanmamış, eksternal apikal kök rezorbsiyonu olan ya da şekillendirmenin kök ucunun dışında yapıldığı dişlerde apikal bariyer gerekli olabilir. Apeksi açık olan kanallara bir bariyer olarak dentin talaşları, kalsiyum hidroksit, demineralize dentin, dondurulup kurutulmuş kemik, trikalsiyum fosfat, hidroksiapatit ve kollajenin yerleştirilmesi önerilmiştir. Bariyerler, materyallerin periradiküler dokulara taşmasını engelleyerek kanalların doldurulabilmesi için tasarlanmıştır ancak sıklıkla eksik kalır ve kanalı tamamıyla tıkayamaz (39).

2.7. Dentin Dokusunun Yapısı

Dişin içindeki pulpa dokusunu çevreleyen, kuron kısmında mineye, kök kısmında semente ulaşan dentin dokusu; avasküler, mineralize bir bağ dokusudur (139, 140). Mezodermal orijinli olan dentin dokusu, özelleşmiş, sert yapıda bir bağ dokusu ve dişin dental papillasından meydana gelir (141).

Diş yapısının en büyük hacme sahip kısmı dentin dokusudur. Olgunlaşmış dentin dokusunun kimyasal yapısı incelendiğinde ağırlık olarak yaklaşık %70'i inorganik matriks, %20'si organik matriks ve %10'u sudan oluşur. Hacim olarak; %50'sini mineral, %30'unu organik matriks ve %20'sini su oluşturur (142).

İnorganik matriksi esas olarak hidroksiapatit kristalleri oluştururken, organik matriksi salgılayan hücreler odontoblast hücreleridir (141).

Organik yapıda, çoğunlukla tip1 kollajen olmak üzere glikoproteinler, fosfoprotein, dentin matrix protein, dentin sialoprotein, osteopotin, kemik sialoprotein gibi kollajen olmayan proteinler de mevcuttur (140).

Diş sert dokularından, dentin dokusunu ayıran en belirgin özellik, dentin dokusunun kanalcıklı yapısıdır. Dentin kanalcıkları; yüksek mineralizasyon özelliğinde olan peritübüler (intratübüler) dentin ile çevrilidir. Kanalcıklar arası bölgeyi, dentin dokusunun büyük kısmını oluşturan intertübüler dentin oluşturur. Peritübüler dentin, intertübüler dentine oranla %40 daha fazla mineral içeriği ve daha az kollajen lif içeriğine sahiptir. Peritübüler dentinin mineralizasyonu yüksek olduğu için dekalsifikasyon etabında da en fazla kayba uğrayan kısımdır. Pulpal yüzeye komşu bölgede, odontoblast hücrelerinin yanında, en son oluşturulan, mineralize olmamış dentine ise pre-dentin denir.

Dentin dokusu, mine dokusundan daha yumuşak ve elastik, kemik ve sement dokusundan daha sert yapıdadır. Yapılarındaki mineral farklılığı radyografilerde de belli olur (141).

Dentinin sertliği minenin sertliğinin ortalama ellide biri kadardır ve bu sertlik mine-dentin sınırında daha fazladır. Mine-dentin sınırındaki dentin, pulpaya komşu bölgedeki dentinin sertliğinden yaklaşık 3 kat daha fazla sertliktedir. Dentin, mineralize sert bir doku olmasına rağmen esnek özellik gösterir ve bu özelliğinden dolayı kırılğan ve esnek olmayan mineyi destekleme özelliği gösterir. Dentinin gerilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 40 MPa, sıkışma dayanıklılığı ise 260 MPa'dır (143).

Dentin kanalları odontoblast uzantıları içeren, bütün dentin yüzeyi boyunca, mine-dentin ya da dentin-sement birleşiminden pulpaya kadar uzanan küçük kanallardır. Bu kanallar pulpadan dentin-mine birleşimine doğru daralan konik formda bir yapı gösterirler. Kanalcıkların çapı, pulpaya yakın bölgede yaklaşık 2.5 µm, dentin-mine birleşimine komşu bölgede ise 900 nm boyutundadır (141).

Tübül sayısı mine-dentin birleşiminde mm²'de 15000 ile 20000 civarında iken pulpaya komşu bölgelerde mm²'de 45000 ile 60000 civarındadır (144). Dentinin mekanik özelliklerinde görülen değişiklikler, tübüllerin sayıları ve çaplarındaki farklılıklarla açıklanabilir. Tübül yoğunluğu arttıkça dentin sertliğinin azaldığı, tübül yoğunluğu azaldıkça ise dentin dokusunun sertliğinin arttığı bildirilmiştir (145). Dentin dokusunun elastik modül ve mikrosertlik değerleri, tübüllere paralel ölçümler yapıldığında daha yüksek bulunmuştur (146). Dentinin sıkışma direnci de tübül yerleşimine bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir (147). Gerilme kuvveti ise tübüllere paralel olarak uygulandığında, dentinin gerilme direncinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (148).

Kök kanal tedavisi sırasında uygulanan yıkama solüsyonlarının, dentin dokusunun mineral içeriğinde ve organik yapısında değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (149). Organik dokuları çözme özelliği olan NaOCl solüsyonu; mikrosertlik, pürüzlülük, elastik modül, esneme ve kırılma direnci gibi dentinin mekanik özelliklerini etkilemektedir (150).

Sim ve ark. (7) %5.25'lik NaOCl solüsyonunun, dentinin esneme direnci ve elastik modülünü azalttığını bildirmişlerdir. Kök kanal dentininde oluşmuş, tamamlanmış veya tamamlanmamış dentin çatlakları, vertikal kök kırıklarına neden olabilirken bu istenmeyen komplikasyon dişin çekimi ile sonuçlanır (5, 151, 152). Bu nedenle, endodontik tedavi sırasında kullanılan medikamentler, irrigasyon solüsyonları ve materyallerin dentinin fiziksel özelliklerine yaptıkları etkilerin bilinmesi de önem taşımaktadır.

2.8. Vertikal Kök Kırıkları

Dişler ve kökler fizyolojik olan ve/veya olmayan gerilimler sonucunda kırılabilirler. Başlangıçta bu durum düzgün, yüzeysel bir kırık hattı şeklinde kendini gösterebilir; ancak ileri aşamalarda devamlılığı olan bir çatlak halini alarak kron ve köklerde ciddi kırıklara neden olabilir. Diş tedavileri, özellikle de kök kanal tedavisi sırasında oluşan madde kaybı, travmatik olmayan kırıkların ana nedeni olarak görülmektedir ki bu tarz kırıklar doğası gereği çoğunlukla dikey ve oblik yönde seyreder (9, 153, 154). Dikey kök kırıkları, üzerine küçük restorasyon yapılmış olan ya da hiçbir restorasyon

yapılmamış canlı dişlerde de meydana gelebilir. Bu fenomen, bazı etnik gruplarda daha sık karşımıza çıkmaktadır ve bazı beslenme alışkanlıklarıyla da ilişkilendirilmektedir (155). Endodontik tedavi görmüş dişlerde meydana gelen uzunlamasına kırıklar kök ucundan başlayıp dişin kuronuna doğru ilerlemeye meyillidir (156). Bununla beraber, dentinin yapısında kök kanal tedavisi sırasında yıkama solüsyonları, şelasyon ajanları, geçici kanal patları gibi kimyasal ajanların kullanılması sonucu meydana gelen değişiklikler ile kollajenin yapısında bozunmaya neden olan mikrobiyal faktörler de etiyolojik etkenlerin arasındadır (157).

Dikey kök kırıkları, kök kanal tedavisi görmüş dişlerin kaybedilmesinin en sık karşılaşılan nedenlerinden biridir. Kök kanal tedavili dişlerde karşılaşılan dikey kırıkların insidansının %2-5 arasında olduğu bildirilmiştir (158, 159). Dikey kök kırıklarının endodontik tedaviyi takiben ortalama 4,5-8,5 yıl sonra meydana geldiği ortaya konulmuştur (160).

Endodontik tedavi sonucunda, çürük ve sonrasında uygulanan restorasyon nedeniyle oluşmuş madde kaybına ek olarak sert doku yapısından daha da fazla oranda feda edilir. Marjinal ve oblik sırtlar ile tüberkül segmentleri gibi dişi sağlam tutan yapıların kaybedilmesi molar dişlerin direncini üçte bir oranında düşürür. Buna ek olarak, pulpa odasının tavanının da ortadan kalkması dişin sağlamlığını %50'ye kadar azaltır (153).

Vertikal kök kırıklarında en büyük iatrojenik ve patolojik faktörler aşağıdaki gibi sıralanmıştır;

- a) Aşırı kök kanal preparasyonu
- b) Kanalın doldurulması sırasında aşırı uygulanan lateral ve vertikal kondensasyon kuvvetleri
- c) Pulpası alınmış dişin nemini kaybetmesi
- d) Post boşluğu için yapılan fazla preparasyon
- e) Post yerleştirilmesi esnasında yapılan aşırı baskı

f) Büyük çürük lezyonları veya travma sonucunda dişin bütünlüğünün bozulması sayılabilir (161).

Farklı açılarda döner aletlerin kullanımı ile değişik açılarda kanal genişlikleri elde edilebilmesine rağmen; preparasyon sırasında büyük miktarda madde kaldırılması ile diş yapısında zayıflamaya neden olunmakta ve kök kırığına zemin hazırlanmaktadır (162). Tamse ve ark. (163) ve Zandbiglari ve ark. (164) yaptıkları çalışmalarda radiküler kanal preparasyonunda döner aletlerin aşırı kullanımının diş zayıflatabildiğini göstermişlerdir.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmaya, Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 27.12.2016 tarih ve 2016-12/15 sayılı etik kurul onayı alındıktan sonra başlanmıştır.

3.1. Örneklerin Seçimi ve Çalışma için Dişlerin Hazırlanması

Çalışmamızda toplam 80 adet çekilmiş, tek kök tek kanallı daimi küçük azı dişler kullanılmıştır. Periodontal ya da ortodontik sebeplerle çekilmiş, çürüksüz, kök rezorbsiyonu olmayan dişler seçilmiştir. Her diş için Schneider metodu kullanılarak düz kök kanalı bulunan dişler çalışmaya dâhil edilmiştir (165). Dişler operasyon mikroskobu altında incelenerek, çatlak bulunanlar çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir kretuar yardımıyla temizlenmiş ve çekimi takiben çalışma süresince distile su içerisinde, oda sıcaklığında saklanmıştır. Dişlerin tek ve düz bir kanala sahip oldukları alınan radyograflarla tespit edilmiştir; kök kanal kalsifikasyonu tespit edilen, birden fazla kanalı olan veya foramen apikale gelişimini tamamlamamış olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişlerin kuronları mine-sement seviyesinden devamlı su soğutması altında elmas diskler kullanılarak her kökün boyu $14 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ olacak şekilde kesilerek standardize edilmiştir. Daha sonra 10 no'lu K tipi eğe apikal foramenden görününceye kadar kanala yerleştirilmiştir ve çalışma boyu apikal foramenden 1 mm kısa olacak şekilde belirlenmiştir.

3.2. Kök Kanalların Şekillendirilmesi

Dişler her grupta 20'şer adet olacak şekilde rastgele aşağıda yer alan 4 gruba dağıtılmıştır:

Grup 1 (Kontrol Grubu): Kök kanallarının şekillendirilmesi için step-back tekniği uygulanmış ve apikal şekillendirme 30 numaralı kanal eğesi ile bitirilmiştir. Kanal şekillendirmesini tamamlamak için 35, 40 ve 45 numaralı eğeler sırasıyla 1'er mm geri çekilerek uygulanmıştır.

Grup 2 (WOG): 20 dişin kök kanal preparasyonu WOG tek eğe Ni-Ti döner alet sistemi ile üretici firmanın önerileri dahilinde resiprokal hareket modunda kullanılan endodontik motor (X-Smart Plus; Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile yapılmıştır. Kanallara .07 koniklikte #25 eğe çalışma boyunda uygulanmıştır.



Şekil 3.1. Çalışmamızda Kullanılan WaveOne Gold Sistemi

Grup 3 (PTN): 20 dişin kök kanal preparasyonu PTN Ni-Ti döner eğe sistemi ile 300 rpm hızda düşük apikal basınçla uygulanmıştır. Optimum bir kullanım için, üretici firmanın önerileri dahilinde, tork kontrol cihazı 2.0 Ncm olarak ayarlanmıştır. Enstrümanlar X1 (.04 açılı #17 eğe) ve X2 (.06 açılı #25 eğe) dizisi şeklinde kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Next Sistemi

Grup 4 (OSNG): 20 dişin kök kanal preparasyonu OSNG tek eğe Ni-Ti döner alet sistemi ile üretici firmanın nerileri dahilinde 400 rpm hızda, 2 Ncm tork değerinde ayarlanmış endodontik motor kullanılarak yapılmıştır. Kanallara .06 açılı #25 eğe ile çalışma boyunda ve dengeli kuvvetle şekillendirme prosedürü uygulanmıştır.



şekil 3.3. Çalışmamızda Kullanılan One Shape New Generation Sistemi



şekil 3.4. Çalışmamızda kullanılan endodontik motor

İrigrasyon işlemi 27-ga iğneye sahip enjektör yardımıyla, tüm gruplarda her diş için toplam olarak 20 ml %1'lik NaOCl solüsyonu kullanılacak şekilde uygulanmıştır (166). Son irrigrasyon solüsyonu olarak, tüm gruplardaki kök kanalları 2 ml serum fizyolojik ile yıkanmıştır.

3.3. Kök Kanallarının Doldurulması

Köklerin preparasyon ve irrigasyon işlemleri tamamlandıktan sonra, kanallar kağıt konlarla kurutulmuştur. Apikal tıkamayı sağlamak amacıyla .04 konikliğe sahip 30 ya da 35 numara master apikal konlardan uygun büyüklükte olanı; apeksten 0.5-1 mm kısa olacak şekilde kullanılmıştır. Ana kon kanala, az miktarda AH Plus (Dentsply Caulk, Milford, DE, ABD) patıyla yerleştirildikten sonra, koronale uzanan konun ucu, sıcak keskin bir ekskavatörle uzaklaştırılmıştır. Hem devamlı dalga yöntemi hem de ısıtılmış guta-perkanın enjeksiyonu işlemini tek bünyede yapabilen Elements Free Cordless Obturation System'in (SybronEndo/Kerr Endodontics, Orange, CA, ABD) 0.5 saniyeden daha kısa sürede 200°C sıcaklığa ulaşabilme özelliğine sahip Downpack ünitesi ile pluggerın ısıtılması sağlanmış ve guta-perka kitlesinin merkezinde 3-4 mm'lik derinliğe kadar yerleştirilmiş, seri bir şekilde guta-perka donmadan geri çekilerek apikalde 4-5 mm kon kalacak şekilde, geri kalan guta-perka uzaklaştırılmıştır. Kalan guta-perka kanal içinde vertikal yönde sıkıştırılmış, yani vertikal kondensasyon yapılmıştır. Sıkıştırma işlemi daha derinlere doğru ulaştıkça guta-perkanın geriye kaçma ihtimali de olanaksız hale geçmiştir (Down-packing) (129).

Kanal sisteminin apikal bölümünün 3 boyutlu olarak tıkanmasının ardından, kanalın geri kalan bölümünün doldurulmasına geçilmiştir (Back-packing). Elements Free Cordless Obturation System'in Backfill ünitesi ısıtılmış guta-perkanın çıkışını sağlamaktadır. Backfill ünitesi kullanım kolaylığı ve daha iyi kontrol için ilgili tuşu çift tıklamayla guta-perka çıkışını otomatik olarak yapabilmektedir. Bu şekilde 3-4 mm'lik sıcak guta-perka kanala doldurularak, plugger ile vertikal kondensasyon yapılarak kanal dolumu gerçekleştirilmiştir.

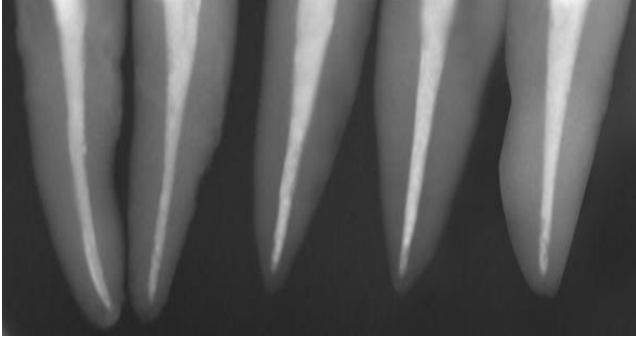


Şekil 3.5. Çalışmamızda Kullanılan Elements Free Obturasyon Sistem

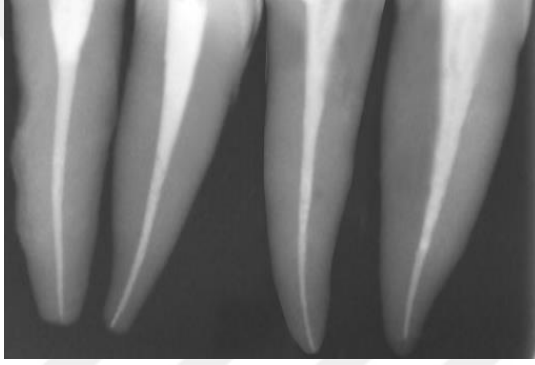


Şekil 3.6. Elements Free Obturasyon Sisteminin Kartuşu

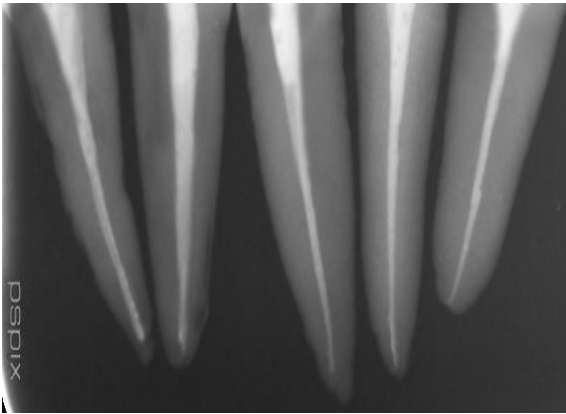
Kanalların doldurulması işlemi tamamlandıktan sonra, patın sertleşmesini sağlamak için +37°C’de %100 nemli ortamda kökler 1 hafta bekletilmiştir. Tüm gruplardan periapikal radyograf alınarak, dolum işlemleri kontrol edilmiştir.



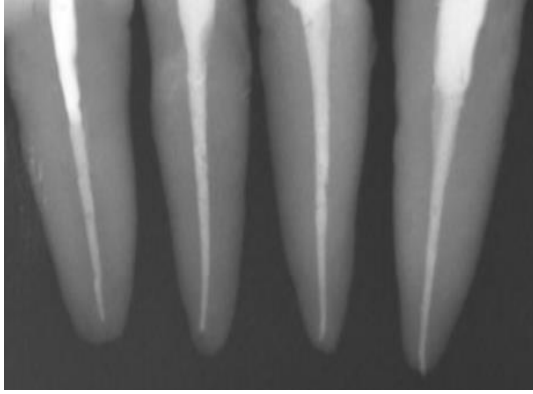
Şekil 3.7. Dolum İşlemi Sonrası Alınan Radyografıta Kontrol Grubu



Şekil 3.8. Dolum İşlemin Sonrası Alınan Radyografıta OSNG Grubu



Şekil 3.9. Dolum İşlemi Sonrası Alınan Radyografıta PTN Grubu



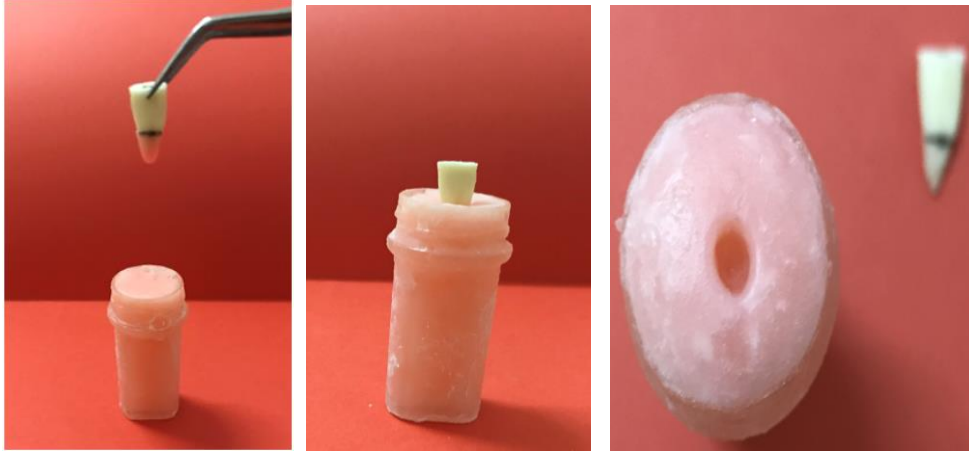
Şekil 3.10. Dolum İşlemi Sonrası Alınan Radyografıta WOG Grubu

PDL'in taklidinin sağlanabilmesi amacıyla, kök yüzeylerinin apikal 5 mm'lik kısımları işaretlenmiş ve erimiş mumla kaplanmıştır. Kaplanan mum kalınlığının standardizasyonunun sağlanabilmesi için, kapta eritilmiş haldeki muma, dişlerin kökleri 3'er kez daldırılmıştır.



Şekil 3.11. Kök yüzeyinin apikal 5mm'de mumla kaplanması

Mum soğuduktan sonra dişler akrilik rezin içerisine gömülmüş, akrilik rezinin polimerizasyonu sonucu sertleşmesinden sonra dişler çıkarılmış, üzerlerindeki mumlar ve soket, sıcak su yardımıyla temizlenmiştir.



(a)

(b)

(c)

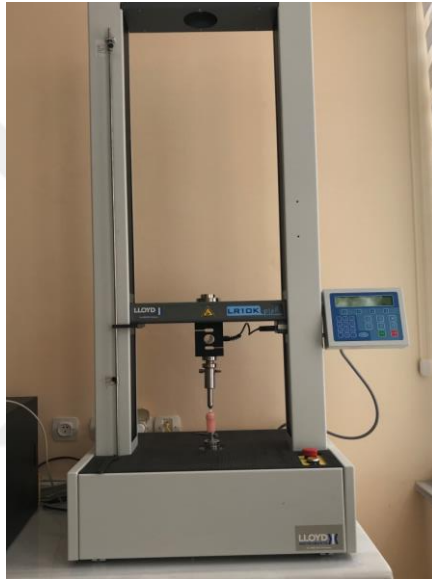
Şekil 3.12. a) Köklerin akrilik rezine gömülmesi b) Akrilik rezinin sertleşmesinin tamamlanması c) PDL taklidi için mumla oluşturulan boşluktan mumun uzaklaştırılmış hali

Daha sonra akrilik rezinle oluşturulan soket ve kök yüzeyi arasında mumun uzaklaştırılmasıyla oluşturulan boşluğa polisiloksan elastomerik ölçü materyali (Bonasil Light, Yunanistan) yerleştirilmiştir. Ölçü maddesinin polimerizasyonunun tamamlanmasının ardından taşan ölçü materyali bistüri yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Böylece yapay periodontal ligament elde edilmiştir (6).



Şekil 3.13. PDL taklidi için kullanılan ölçü materyali

Dolumu tamamlanmış dişler, Universal test cihazına (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, İngiltere) yerleştirilmiştir. Cihazın hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Örneklerin meziodistal-bukkolingual boyutları ölçülmüş, bilgisayar sistemine alan değerleri girilmiştir. Örnekler standartlarda belirtildiği gibi 50+/-16 N/dak yük, 5 mm'lik küresel uç aracılığıyla kırılma anına kadar uygulanmıştır. Çatlama değerleri göz önüne alınmamış, dişin vertikal olarak kırıldığı değerler göz önünde tutulmuştur. Örnekler kırıldığı anda cihazın uyguladığı kuvvet bilgisayar ortamında Newton cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 3.14. Universal test cihazı (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, İngiltere)



Şekil 3.15. Universal test cihazına örneğin yerleştirilmesi

3.4. İstatiksel Yöntem

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (ver:22.0) programına yüklenerek verilerin dağılımlarının normalliği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Veri dağılımları normal olduğundan parametrik testler uygulandı. Grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi, post hoc Tukey testi uygulandı ve yanılma düzeyi 0.05 olarak alındı.

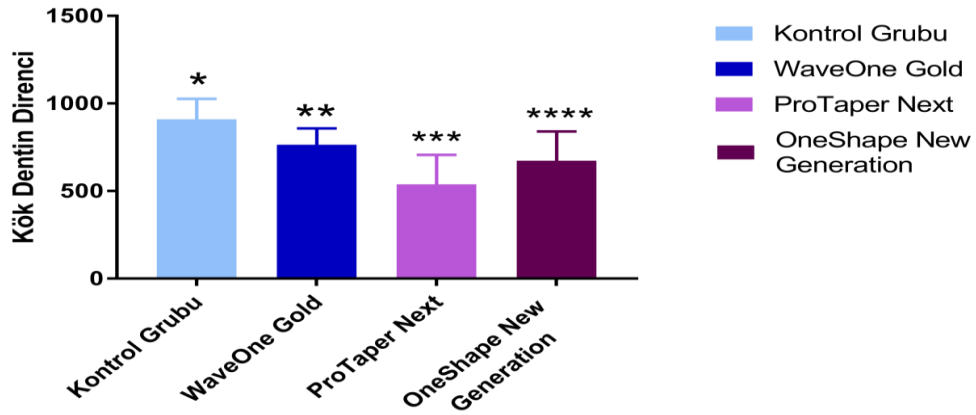


4. BULGULAR

Farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin kök dentini dayanıklılığı üzerine etkisinin incelendiği çalışmamızın sonuçları aşağıdaki tabloda yer almaktadır.

Tablo 4.1. Gruplara göre örneklerde görülen kök dentin direnci bulguları (Newton).

<u>Gruplar</u>	<u>Ortalama</u>	<u>Standart Sapma</u>	<u>Minimum Değer</u>	<u>Maksimum Değer</u>
Kontrol grubu	909.14	117.37	768.80	1164.20
WaveOne Gold	764.72	92.90	620.00	980.50
ProTaper Next	538.71	168.58	323.50	875.50
One Shape New Generation	673.60	166.78	456.30	950.60



Şekil 3.16. Grupların kök dentin direnci bulguları. * $p < 0.05$ Kontrol grubu, diğer tüm gruplardan farklı, ** $p < 0.05$ WaveOne Gold grubu, Kontrol ve ProTaper Next grubundan farklı, *** $p < 0.05$ ProTaper Next grubu, diğer tüm gruplardan farklı, **** $p < 0.05$ OSNG grubu, Kontrol ve ProTaper Next gruplarından farklı.

Farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin kök dentini kırılma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmek için yapılan gruplar arası istatistiksel analiz sonucu, kontrol grubu ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

WOG ve OSNG döner alet sistemlerinin kök dentini dayanıklılığı üzerine etkileri arasında istatistiksel olarak fark anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

PTN grubu diğer sistemler ile kıyaslandığında, istatistiksel olarak en düşük kök dentin direnci değerlerine neden olmuştur ($p<0.05$).



5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin başarısında, kök kanallarından bakteri ve debrislerin uzaklaştırılmasını içeren biyomekanik hazırlama önemlidir (167). Endodontik tedavinin ilk aşaması olan giriş kavitesinin oluşturulmasının dişin yapısal bütünlüğü üzerine olumsuz etkisi olduğu bildirilmiştir (9). Sonrasında yapılan kanal preparasyonu da ilave bir madde kaybına neden olmaktadır. Preparasyon kanal tedavisinin en önemli adımlarından biri olmakla beraber, kökün kırılma dayanıklılığını azalttığı rapor edilmiştir (168). Sebebi ise kök kanal preparasyonu sırasında aletle dentin arasındaki temas sonucu dentinde birçok anlık stres yoğunluğu oluşmasıdır. Bu stres yoğunluğu ise vertikal kök kırığının oluşmasına neden olabilecek dentin defekti meydana getirebilmektedir (85).

Kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında perforasyonlar, kanal transportasyonu, basamak oluşumu ve alet kırılması gibi komplikasyonlar meydana gelebilir (2-4). Biyomekanik preparasyonda ayrıca; kaçınılmaz olarak kök dentinde çatlak, vertikal kök kırığı gibi sonuçlarla karşılaşılabilir, bunların sebebi; kesici enstrümanların farklı dizaynları, açıları, materyalin üretildiği kompozisyon olabilir (1, 16). Kök kanal tedavisinin dişin kırılma dayanımı üzerindeki olumsuz etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur (127, 161, 169). Kırılma dayanımına etki eden çok fazla faktörden (dişin mekanik özelliklerindeki değişim, nemliliğindeki değişim, zaman ve proprioseptik faktörler gibi) bahsedilse de dişin yapısal madde kaybı en önemli faktördür (170, 171). Bu sebeple sağlam diş dokularının korunması şarttır. Kök kanal preparasyonu esnasında incelmış dentin duvarları ve artmış harabiyet özellikle apikal alanda mikroçatlak oluşumuna sebebiyet verir (172, 173). Bu defektler de daha büyük kırıklara ve vertikal kök kırığı oluşumunda artışa sebep olur. Vertikal kök kırığı %10.9 ve %31 oranında dişin çekimine sebep olmaktadır (154). Kaldırılan dentin miktarı ve çatlak oluşumu arasında direkt bir bağlantı vardır; daha fazla genişletilmiş kanalda daha fazla vertikal kök kırığı oluşur (5). Diğer yandan, prepare kanalların temizliği, kanalları kuşatmış olan enfekte dentinin uzaklaştırılmasına bağlıdır (172). Kök kanallarının genişletilme ve apikal preparasyonun derecesi hala bir çıkmaz olmakla beraber; bakteriyel yapının uzaklaştırılması için mümkün olan en az miktar araştırılmaktadır.

Döner alet sistemlerinin yaygınlaşmasıyla birlikte vertikal kök kırıklarında da artış rapor edilmiştir (174). Yapılan bir çalışmada, farklı döner alet sistemlerinin tasarımlarına bağlı olarak temas streslerinde farklılıklar olabileceğinden bahsedilmiştir (175). Preparasyon sırasında meydana gelen yüksek stres yoğunluğu kanalda daha fazla sapmalara ve sonuç olarak daha ince dentin alanlarının kalmasına neden olmaktadır. İncelen dentin yapısı, apikal kırık riskinin artmasına neden olmaktadır (5, 17, 176). Bu sebeple, araştırmamızda farklı dizaynlarda eğeler içeren döner alet sistemleri ile el aletleri karşılaştırılmış ve bu sistemlerin köklerin kırılma direnci üzerine etkileri araştırılmıştır. Zamin ve ark. (177) yaptıkları çalışmada döner aletlerin, el aletlerine kıyasla daha fazla dentin kırığına neden olduğunu ve apikal foramenden daha kısa çalışmanın dentin defekti riskini azalttığını göstermişlerdir. Çalışmamızın sonucunda da kontrol grubu olarak belirlenen diş grubu en fazla kırılma dayanımı göstermiştir ki bu sonuç madde kaybının diş kırılmalarındaki en önemli faktör olduğunu rapor eden tüm önceki çalışmaları desteklemektedir (5, 17, 176). Diğer yandan endodontik tedavide kök kanallarının preparasyonunda Ni-Ti döner alet sistemlerinin kullanımı güncel hale gelmiştir. Bu enstrümanların; kısa çalışma süresi, kök kanal duvarlarının temizliğini artırması, daha az prosedürel hata gerçekleştirilmesi (apikal kanal transportasyonu, perforasyon, basamak oluşumu) eğimli köklere uygulandığında kök yapısını koruyabilme avantajlarına sahip olması, artırılmış fleksible yapılarından kaynaklanmaktadır (14, 17). Buna rağmen; döner sistemlerin kök kanal dentininde, çatlak ve mikroçatlaklar oluşturduğu tespit edilmiştir (5, 17). Dentin çatlağı ve kök kırıkları, kök kanallarının mekanik preparasyonu sonucu meydana gelebilen ve dişin kaybıyla sonuçlanabilen komplikasyonlar arasındadır (178, 179). Prosedürel hatalar, el aletleriyle karşılaştırıldığında minimize edilmiş olmakla beraber, geniş açılı rotary aletleri dentinde daha fazla çatlağa neden olabilmektedir (17, 180). Dişin okluzal bir kuvvete maruz kalması sonucu dentindeki çizgisel ve tamamlanmamış çatlaklar, yüksek stres biriken alanlar haline gelir ve bu noktadan itibaren çatlak giderek kök kanalı yüzeyine yayılabilir (181). Vertikal kök kırığı ise çatlağın ilerlemesinin son noktasıdır (182).

Bier ve ark. (17) döner sistemlerin dentinde oluşturdukları hasarı inceledikleri çalışmada, el aletlerinin dentinde hasara neden olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmalarında el aletleriyle 40 numaralı eğeye kadar balance force ve crown-down teknikleri daha sonra 45'ten 80 nolu eğeye kadar step-back tekniği uygulanmıştır. Başka bir çalışmada Ni-Ti sistemler ile paslanmaz çelik el aletleri arasında, 30'dan büyük aletlerde istatistiksel olarak fark görülmüştür (56). Çalışmamızda ise bu durumlar göz önünde bulundurularak, step-back tekniği kullanılarak, örneklerde apikal çap 30 numara olacak şekilde kök kanallarının şekillendirilmesi tamamlanmıştır (17). Adorno ve ark. (183) çalışma uzunluğunun dişlerin apikal yüzeyinde çatlak oluşumu üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada step-back tekniği ile şekillendirilen dişlerde crown-down tekniği ile şekillendirilen dişlere göre daha fazla dentin çatlağı oluştuğunu tespit etmişlerdir. Step-back tekniğinde rekaptülasyon yapılması amacı ile MAF çalışma boyunda birçok kez kullanılır. Herhangi bir eğenin kök kanal şekillendirmesi boyunca çalışma boyunda kullanılması, eğenin kama etkisi göstererek çatlak oluşumunu etkileyebileceği belirtilmiştir (183).

Kök kanalı şekillendirilmesinde apikal kısım kritik bölge olarak kabul edilir (184). Apikal şekillendirme boyutu hakkında görüş birliğine varılamamış olmasına rağmen, ideal en büyük numaralı apikal şekillendirme eğesi (MAF) bakteri ve dentin artıklarını uzaklaştırmasına göre veya iatrojenik hatalara neden olmamasına göre farklı olabilir (183). Küçük boyuttaki eğeler, dentin yapısını mümkün olduğunca koruyarak şekillendirme yaparken, büyük boyuttaki eğeler, şekillendirme boyunca enfekte dentini uzaklaştırmada daha etkindirler (178, 185, 186). Weiger ve ark. (187) kök kanallarının, apikale uyumlu ilk eğeden sonra 6-8 boy büyük eğelerle şekillendirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir. Bunun aksine Saini ve ark. (188) farklı apikal genişletme boyutlarının kök kanal tedavisinin başarısı üzerine etkilerini inceledikleri araştırma sonucunda apikale uyumlu ilk eğeden sonra 3 boy büyük eğe kullanımının yeterli olduğunu, daha fazla genişletmenin kök kanal tedavisine ek fayda sağlamayacağını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada 3 boy büyük eğe kullanılan vakalarda başarılı iyileşme oranının %71.43 ve 6 boy büyük eğe kullanılan vakalarda ise bu oranın % 92 arttığı tespit edilmiştir. Ancak bu sonuçlar arasında

istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda örneklerin apikal genişlikleri #10 ve #15 K-tipi eğelere uygun boyutta seçilmiştir ve apikal şekillendirme 3 boy büyük eğeye kadar olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Kök kanal tedavisinde, kanal şekillendirilmesi ve dolumu için belirlenen çalışma boyu tartışmalıdır. Wu ve ark. (189) şekillendirmenin, vital dişlerde 2-3 mm, enfekte kanallara sahip dişlerde ise 0-2 mm apeksin gerisinde sınırlı olması gerektiğini önermişlerdir. Bunun aksine Souza (190) ise özellikle periapikal lezyonlu dişlerde, şekillendirmenin apikal foramenin 1-2 mm kadar gerisinde bitirilmesi gerektiğini tavsiye etmiştir. Çalışmamızda kök kanallarının şekillendirilmesi diğer birçok çalışmada olduğu gibi apeksin 0.5-1 mm gerisinde olacak şekilde yapılmıştır (8, 17, 167, 173).

Endodontik tedavi sonrasında meydana gelebilen vertikal kök kırıklarının en önemli predispozan faktörlerinden bazıları artan doku kaybı, dentinin dehidratasyonu, irrigasyon solüsyonlarının istenmeyen etkisi, dolum esnasında aşırı basınç uygulanmasıdır (169, 191-193). Guta-perkanın lateral kompaksiyonu kök kanal dolumunda genellikle kullanılan bir teknik olmakla beraber daha önceleri vertikal kök kırığı riskini artırdığı rapor edilmiştir (5, 194). Kök kanalını doldurma prosedürünün apikal alanda çatlak oluşumunu artırdığını rapor eden çalışmalar mevcuttur (182). Buna rağmen; çok sayıda çalışmaya göre; lateral kondensasyon sırasında meydana gelen yük; çok zayıf kökler hariç, köklerin kırılması için gerekli olan yükten daha azdır (181, 195). Bu sebeplerle kök kanallarının doldurulmasının vertikal kök kırığına sebep olup olmaması netleşmemiştir (196). Lateral kondensasyon tekniğinde, homojen kök kanal dolumunun elde edilememesi ve kullanılan konlar arasındaki boşlukların pat ile dolmasının beklenmesi; kanal düzensizliklerinin sıcak veya akışkan yöntemlerde olduğu gibi iyi dolduramaması; spreader ile kompaksiyon işlemi sırasında aşırı kuvvet uygulanması sonucu kök kırığı açısından risk yaratması gibi dezavantajları bulunmaktadır (127). Termoplastik enjeksiyon tekniklerinin uygulama kolaylığının olması ve bu teknikler ile kısa sürelerde kanal dolgusu yapılabilmesi bu tekniklerin avantajları arasındadır (197). Fakat, termoplastik enjeksiyon teknikleri ile taşkın dolgu yapma olasılığı fazladır ve apikal dokularda sıcaklık artışına bağlı zararlara neden olabilirler. El Deeb (198) ile

Mann ve McWalter (199) termoplastik enjeksiyon yöntemleri ile taşkın dolgu yapma olasılığının da lateral kondensasyona göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda lateral kondensasyonun ve termoplastik enjeksiyon tekniklerinin dentin dayanıklılığına olan etkilerini kompanse edebilmek, iki dolum tekniğinin de avantajlarından yararlanabilmek ve gruplar arasında standardizasyonu sağlayabilmek için hem devamlı dalga yöntemi hem ısıtılmış guta-perkanın enjeksiyonu işlemi tek bünyede yapabilen Elements Free Cordless Obturasyon sistemi kullanılmıştır.

Son yıllardaki çalışmalar, vertikal kök kırığının anlık bir hadise olmayıp, kök kanal yapısındaki hasarın kademeli olarak artışı sonucu oluşan bir durum olduğu görüşündedir (151, 200). Vertikal kök kırıkları endodontik tedavili dişlerde meydana gelebilen komplikasyonların en önemlisidir (25, 159). Bu tip kırıkların meydana gelme oranları %2-5 arasındadır. Vertikal kök kırıkları en çok bukkal-lingual hatta meydana gelmekte ve kökü veya kuron-kökü içermektedir (201, 202). Vertikal kök kırıklarının prognozu çok kötü olmakla beraber, sıklıkla çekim veya hemiseksiyon işlemi ile tedavi edilmektedir (25, 164, 181, 194).

Kanal tedavisi ve vertikal kırıklar arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışmada bu tip kırıkların kanal dolgusu olmayan dişlerde, dolgusu olan dişlere göre daha yüksek sıklıkta rastlandığı gösterilmiştir (203). Kanal doldurmanın amaçlarından biri de kök kanal dentinin kırılma dayanımının artırılmasıdır (204, 205). Endodontik tedavili dişlerde pat kullanımı ile kırılmaya karşı direnç kazanıldığını gösteren çalışmalar vardır (162, 206). Bazı çalışmalarda bu patlar önemli derecede dişleri kuvvetlendirirken (162, 169, 207); bazı çalışmalarda ise bu patların kırılma direncini arttırmadığı gözlenmiştir (206, 208). Ribeiro ve ark. (209) 2007'de yaptıkları çalışmada Apicella (208), Çobankara ve ark. (169) ve Stuart ve ark. (210) ile benzer sonuçlar elde ederek dolgu materyallerinin kökün kırılma dayanımına etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Son yıllarda adeziv diş hekimliği alanındaki olumlu gelişmelerin bir sonucu olarak kök kanal dolgu patlarında da rezin içerik arayışına gidilmiştir (206). AH Plus bu amaçla geliştirilen, rezin esaslı sistemlerden en yaygın olarak kullanılanıdır ve günümüzde artık altın standart olarak kabul edilmektedir. Birçok çalışmada da epoksi rezin bazlı patların bağlanma özelliğinin incelenmesinde, karşılaştırma ve değerlendirme için AH Plus patı

seçilmiştir (211). Bahsettiğimiz çalışma sonuçları göz önüne alınarak, çalışmamızda da kanal patı olarak AH Plus kullanılmıştır.

Kök dentinine irrigasyon solüsyonlarının etkisinin incelendiği pek çok çalışma yapılmıştır (212-215). NaOCl ve EDTA solüsyonlarının tek başlarına ve kombine kullanımlarının incelendiği çalışmalarda, bu solüsyonların dişin mikrosertliğini azalttığı gösterilmiştir (215-218). Ayrıca NaOCl'in, endodontik yıkama solüsyonu olarak kullanıldığı durumlarda, kök kanalındaki dentinin mekanik özelliklerini değiştirdiği bildirilmiştir (150). Sim ve ark. (7) serum fizyolojiğe göre, yüksek konsantrasyondaki NaOCl solüsyonunun insan dentinin elastik modülü ve esneklik dayanımını önemli ölçüde düşürdüğünü belirtmişlerdir. Benzer olarak Zaparolli ve ark. (219) NaOCl ve EDTA solüsyonlarının dentin üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, her iki solüsyonda dentin mikrosertliğini düşürdüğünü ve distile suyun ise dentin mikrosertliğine etkisi olmadığını tespit etmişlerdir. Marending ve ark. (166) ise su, %1, %5 ve %9'luk NaOCl solüsyonlarının dentinin mekanik, kimyasal ve yapısal özellikleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışma sonucunda, su ve %1'lik NaOCl solüsyonunun dentinin elastik modülü ve esneklik dayanımında önemli derecede değişikliğe neden olmadığını bildirmişlerdir. Sahip olduğu istenmeyen bazı etkilerine rağmen NaOCl günümüzde en güçlü antimikrobiyal solüsyon olarak endodonti dünyasında yerini korumaktadır. Bunun yanında EDTA'nın güçlü inorganik çözücü etkisinin dentin mikrosertliği üzerinde olumsuz etki yaratıp kök dentin direncini azaltması sonucu döner aletlerin kök dentininde neden olabileceği dayanım değerlerini etkileyebileceği düşünülerek, EDTA çalışmamızda irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmamıştır. Bu güncel durum ve araştırmalar göz önünde bulundurularak, klinik şartları yansıtabilmek amacıyla irrigasyon solüsyonu olarak tüm gruplarda eşit miktarda %1'lik NaOCl solüsyonu kullanılmıştır. Ayrıca irrigasyon solüsyonunun etkisini nötralize edebilmek için, son irrigasyon solüsyonu olarak serum fizyolojik kullanılmıştır.

Dentin çatlağı oluşumunu inceleyen çalışmaların uygulama koşulları ile klinik şartlar arasında farklılıklar vardır. Laboratuvar ortamında tam olarak klinik şartların sağlanması, farklılıkların elimine edilmesi ve dış etkenlerin sonuca etkisinin önlenmesi imkânsızdır (173). Mekanik özelliklerin incelendiği çalışmalarda,

örneklerin hazırlanması, öncesi ve sonrası saklama koşulları sonucu etkileyebilir. Distile su, dentin üzerine çok az etkisi olduğu için dentini ilgilendiren çalışmalarda tavsiye edilmektedir (220). Çalışmamızda da bu durum göz önünde bulundurularak, diğer çalışmalarda olduğu gibi çalışma süresi boyunca dişler distile su içerisinde saklanmıştır (8).

Kim ve ark. (221) yaptıkları bir çalışmada Ni-Ti döner aletlerin dizaynları ile vertikal kök kırıklarının insidansı arasında potansiyel bir ilişki olduğunu göstermişlerdir. Ni-Ti eğelerin dizaynı; preparasyon esnasında kök dentinin üzerine uygulanan kuvveti değiştirmektedir. Bundan dolayı döner aletler ile yapılan preparasyon sırasında uygulanan kuvvetler kökte gerginlik ve stresin artmasına neden olmakta; kök kırığı oluşma olasılığını arttırmaktadır (14). Başka bir çalışmada da döner alet kullanılarak yapılan preparasyonda el aleti ile yapılanlara göre daha fazla dentin defekti oluştuğu belirtilmiştir; sebebi ise döner alet sistemlerinin önemli derecede fazla rotasyon yapması olarak görülmüştür (17). Döner alet sistemlerinin dizaynlarındaki farklılığa bağlı olarak, oluşturdukları defektlerin kapsamı da değişmektedir. Döner aletlerin kesme etkinlikleri; en başta kesit dizaynına, debrıs çıkarma kapasitesine, sarmal ve meyil açlarına, metalurjik özelliklerine ve aletlerin aktif yüzeylerine bağlıdır (94, 222). Bu sonuç, döner alet gruplarının el aleti gruplarına kıyasla daha agresif genişletme yaptığını ortaya koyan diğer çalışmaları desteklemektedir (17, 177, 223). Bu durumun açıklaması olarak Ni-Ti döner aletler ile yapılan preparasyonda döner aletlerin fazla sayıda dönme hareketinden dolayı, el aletlerine göre önemli derecede yüksek dentin hasarı oluşturduğu düşünülebilir. Çalışmamızın sonucunda en yüksek kök dentin dayanıklılığının, el aletlerinin kullanıldığı kontrol grubu olması da bu çalışmaları destekler niteliktedir.

Dentin hasarı oluşturma açısından incelenen aletlerin farklı oranlarda dentin hasarına neden olmaları, çapraz kesit tasarımları arasındaki farklılıklardan kaynaklı da olabilir (173). Kim ve ark. (14) ProTaper, ProFile ve LightSpeed Ni-Ti döner aletleri ile vertikal kök kırığı oluşumu arasındaki muhtemel ilişkiyi incelemiş ve ProTaper eğelerinin, kök dentininde yüksek stres birikimine, kök dış yüzeyinde diğer eğelere göre daha fazla gerilim bileşenlerine neden olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuçlara dayanarak alet tasarımının, kök kanalı şekillendirmesi boyunca dentin

hasarı ve kanal sapmasında artışa neden olan apikal stres yoğunluğunu etkilediğini ileri sürmüşlerdir. Kansal ve ark. (224) yaptıkları çalışmada kontrol grubu, WaveOne, resiprokasyon hareketli tek F2 ProTaper eğesi ve sürekli rotasyon hareketli ProTaper gruplarının sırasıyla %0, %15, %26, %53 civarlarında dentin çatlağına sebep olduklarını tespit etmişlerdir. İki resiprokasyon eğe grubu (WaveOne ve resiprokasyon hareketli F2 ProTaper) ile rotasyon hareketli ProTaper grupları arasında sayısal olarak belirgin bir fark gözlenmiştir. Çalışmanın sonuçları kök kanal tedavisi esnasında resiprokasyon uygulanan sistemlerin daha yüksek kırılma dayanımları sağladığı gösterilmiştir. Bier ve ark. (17) yaptıkları çalışmada S-apex döner aletler haricindeki birkaç döner alet sistemi ile yapılan preparasyonda dentin hasarı (mikrokırıklar halinde) oluştuğunu, bunun en fazla ProTaper kullanılan grupta olduğunu, el aleti ile yapılan genişletme de ise hiç hasar oluşmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda en az dentin direncinin ProTaper en yüksek direncin ise el aletleri grubunda görülmesi de bu çalışmaları destekler niteliktedir (17).

Reciproc eğesi, S-şekilli çapraz kesitle birlikte keskin kesici kenara sahipken; ProTaper ve WaveOne eğeleri, düşük kesme etkinliğine ve küçük debris boşluğu oluşmasına neden olan üçgen veya modifiye üçgen çapraz kesitlere sahiptirler. OSNG eğeleri ise kesici uç boyunca 3 farklı kesit tasarımı gösterir. Farklı açılarda döner aletlerin kullanımı ile değişik açılarda kanal genişlikleri elde edilebilmesine rağmen; preparasyon sırasında büyük miktarda madde kaldırılması ile diş yapısında zayıflamaya neden olunmakta ve kök kırığına zemin hazırlanmaktadır (162). Çalışmamızda kullanılan eğelerin farklı miktarlarda dentin hasarı oluşturmaları ve farklı dayanıklılık değerlerine sebep olmalarında, eğeler arasındaki çapraz kesit tasarımı özelliklerindeki ve koniklik derecelerindeki farklılıkların da etken olduğu düşünülebilir.

Bir materyale kuvvet uygulandığı zaman, materyalin kalıcı deformasyona uğrayana kadar gösterdiği dirence esneklik (resilience) denir. Materyale uygulanan kuvvet sürdürüldüğünde, materyalin kırılana kadar gösterdiği dirence dayanım (toughness), materyalin kırılması için gerekli enerjiye ise; kırılma dayanımı (fracture toughness) denir (225). Kruzic ve ark. (226) dentinin iki tip dayanım mekanizması olduğunu ileri sürmüşlerdir. İçsel (intrinsic) dayanım mekanizması, çatlağın en uç

kısının ilerisini kontrol eder, mikroyapısal hasara ve çatlığa karşı dentinin içsel direncini artırır. Dışsal (extrinsic) dayanım mekanizması ise çatlığın uç kısmını çevreleyerek uç kısmın gerisini kontrol eder ve çatlığın uç kısmındaki bölgesel gerilim yoğunluğunu düşürür. Mowafy ve Watts (227) çekilmiş insan dişlerini kullanarak koronal dentinin kırılma dayanımını ölçmüşlerdir ve dentinin kırılma dayanımı değerinin ortalama 3.08 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Dentinin mekaniksel özellikleri, özellikle de kırılma direnci, hidrasyon miktarından önemli derecede etkilenir (228). Klinik açıdan kök kanal tedavisi görmüş dişlerde görülen yüksek kırılma oranı, hidrasyonun azalmasına bağlanabilir fakat bu konuda henüz görüş birliğine varılamamıştır (161, 229, 230). Hidrasyonun dişin kırılma direnci üzerine olan etkisi göz önünde bulundurularak, çalışmamız süresince dişler distile su içerisinde bekletilmiştir.

Klinik şartlar, kuvvet dağılımını önemli ölçüde etkileyen periodontal ligament varlığı nedeniyle oldukça karmaşıktır. Periodontal ligament, viskoelastik özelliğiyle dişlere gelen yükten dolayı oluşan gerilimi dağıtmada çok önemli role sahiptir (231). Kemik ve periodontal ligament varlığını göz önünde bulundurmeyen, taklit etmeyen çalışmalar da mevcuttur (209, 232). Wilcox ve ark. (178) periodontal ligamenti taklit etme amacıyla dişleri tek tabaka alüminyum kâğıdı ile kaplamış, daha sonra kemiği taklit etmek için ise bu örnekleri akrilik rezin içerisine gömmüşlerdir. Lertchirakarn ve ark. (181) ise periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla diş köklerini silikon ile kaplamışlardır. Nitekim bu girişimler diş anatomisi ve biyolojisini taklit etmede yetersizdirler ve dişlerin kendi içlerindeki kuvvet dağılımında suni değişiklik oluşumuna da katkıda bulunabilirler (8, 196). Diğer yandan Bortoluzzi ve ark. (233) çatlak oluşumunu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Soros ve ark. (200) periodontal ligamentlerin basınç altında bükülebildiklerini, buna karşın elastomerik materyallerin sıkışma kuvvetlerine karşı koyma yeteneklerinin olmadığını ifade etmişlerdir. Diğer yandan elastomerik ölçü materyalleri periodontal ligamente benzer şekilde lineer olmayan viskoelastik özelliklere sahiptirler (234, 235). Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etme amacıyla diğer çalışmalarda olduğu gibi elastomerik ölçü maddesi kullanılmıştır (236, 237).

Çalışmalarda kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında fazla işlem yapılması kök kanal duvarlarında oluşan hasarda artışa neden olabilir (6). Kanal preparasyonunu sadece bir enstrümanla bitiren tekli Ni-Ti resiprokasyon sistemlerinin enstrüman üzerindeki stresi daha az oluşturduğu; kesim aktivasyonu saat yönü aksine olduğu ve saat yönünde ise enstrüman serbest olduğu için, çoklu Ni-Ti sistemlere göre daha az zaman gereksinimi olduğu da iddia edilmektedir (101). Bu hareketin dişin dayanımındaki basınç ve gerimin sebep olduğu riski azalttığı da düşünülebilir (106, 109, 238). Berruti (239) tekli eğe sistemleri çoklu eğe sistemlerine göre daha az dentin kaldırırken; resiprokasyon hareketinin de rotasyon hareketine kıyasla kök duvarından daha az dentin kaldırdığını bu sebeple de daha güvenilir olduğunu vurgulamıştır. WaveOne ve One Shape sistemlerinde kök kanal şekillendirmesi için tek eğe tekniği kullanılır. Birçok eğenin kullanıldığı döner sistemlerden farklı olarak bu sistemlerde tek eğe kullanılarak kök kanallarının şekillendirmesinin tamamlanması, daha az dentin hasarı oluşumunu açıklayabilir. Çalışmamızda tek eğe sistemlerinden, OSNG ve WOG sistemleri kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda çoklu eğe sistemlerinden olan ProTaper eğelerin, tek eğe sistemlerine göre daha fazla dentin kaldırdığı gösterilmiştir (6). Çalışmamızda ProTaper grubunda dentin direncinin, tek eğe sistemlerine kıyasla daha düşük çıkmasının nedeni daha fazla dentin kaldırması olabilir.

Kök kanallarının hazırlanmasında kullanılan eğelerin koniklikleri de dentin çatlağı oluşumunda etkilidirler (17). İn-vitro bir çalışmada açısız (nontapered) kanal aletlerinin kök kanalı duvarlarına zarar vermediği görülmüştür (17). Rotary enstrümanlar, el eğelerine göre de daha fazla dentin defektine neden olurlar (240). Fazla dentinin kaldırılması ile kök kırığı oluşumu arasında direkt ilişki vardır (5, 167); bu yüzden yüksek koniklikteki enstrümanlarda kök kırığı riski daha yüksektir (17, 240, 241). Wilcox (5) el ile preparasyon ve lateral kompaksiyon yapılan dişlerde çalışmıştır; kanalları boşaltması sonrası ve başlangıç preparasyonu sonrası, vertikal kök kırığı gözlemlenmemiştir. Ancak ileri düzey genişletme yapılan dişlerde vertikal kök kırığı gözlemlenmiştir, başlangıçta çatlak çizgi olan tüm dişler neticede kırılmıştır. Böylece fazla dentin kaldırılmasının, fraktür riskini de artırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Bununla birlikte, döner aletlerin etkileri ve artan taper dizaynının kök

kırığı üzerine etkileri hala tartışmalıdır (17, 164, 176). Çalışmamızda el aleti grubundaki tüm aletler .02 konikliğe sahiptir. Çalışmamızda diğer grupların kök kanallarının apikal kısmının şekillendirilmesi için kullanılan aletler; PTN X1 .04, PTN X2 .06 konikliğe; WOG .07 konikliğe; OSNG .06 konikliğe sahiptir. ProTaper eğeler; artan koniklik özelliği, aktif kesim açısı ile koronal bölgeden oldukça fazla dentin kaldırılmasına neden olur (16). Prepare kanal çapı, vertikal kök kırığı için potansiyel faktörlerden biridir. Aşırı koniklik, aşırı dentin kaldırılmasına ve kökün zayıflamasına yol açabilir (174). Bu bulgular göz önünde bulundurularak, ProTaper döner alet sistemleri ile düşük kök dentin kırılma direnci değerleri elde edilmesinin nedenlerinden birinin artan koniklik olduğunu düşünmekteyiz.

Resiprokal eğeler balanced-force tekniğine benzeyen resiprokasyon hareketiyle çalışırlar (242). Resiprokal hareket, burulma ve eğilme (fleksural) gerilimini en aza indirir ve kök kanallarında transportasyon oluşumunu azaltır (24, 238, 242, 243). Ayrıca resiprokal hareketin döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede artırdığı belirtilmiştir (108, 242),(176, 243, 244). Resiproc ve One Shape sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, Resiproc sistemle prepare edilen grupta daha az çatlak görülmüştür. Bunun sebebi, resiprokasyon hareketinin torsiyonel ve fleksural stresi azaltması, kanal transportasyonunu azaltması veya kesit şeklinden kaynaklı olabilir (242, 243). Ayrıca; resiprokasyon hareketi döngüsel yorgunluğa karşı oldukça dirençlidir (108, 245).

Çalışmamızda da OSNG grubunun rotasyon hareketi ile WOG grubunun ise resiprokasyon hareketi ile şekillendirme yaptıkları göz önünde bulundurulduğunda; WOG ile prepare edilen gruptaki dişlerin dayanıklılığı daha yüksek gibi görünse de OSNG ve WOG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bunun sebebi; WOG eğelerinin koniklik açısının ,07; OSNG eğelerinin koniklik açılarının .06 olmasına bağlanabilir. Yukarıda bahsedilen çalışma sonuçlarına paralel olarak, resiprokal hareketle çalışan WOG ile rotasyonel hareketle çalışan PTN ve OSNG grupları arasında görülen farkın temel sebeplerinden birinin de WOG sistemi resiprokal hareket, diğer kullanılan sistemlerin rotasyonel hareket ile preparasyon yapmalarından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Güncel çalışmalarda, endodontik prosedürlerin, kök dentini üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesinde; stres dağılımının ölçülmesi, dişin farklı bölümlerindeki defekt varlığının gözlemlenmesi ve dişlerin kırılma direncinin ölçülmesi gibi birçok farklı metot tanımlanmıştır (23, 181, 196, 246). Kırılma direnci çalışmalarında, kök kırılana kadar dışardan kuvvet uygulanır (209).

Kuvvet testleri kanal tedavili dişlerdeki dolgu ve preparasyon tekniklerinin dişlerin kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır (162, 207, 208, 210, 247, 248). Kırılma dayanımını inceleyen birçok çalışmada kuvvetin dişin uzun aksına paralel olarak vertikal olarak uygulanması stres dağılımlarının daha düzenli olarak gözlenmesini sağlamaktadır (249, 250). Kuvvetin genel olarak vertikal olarak uygulandığı çalışmalarda kırık hattı bukkal-lingual yöne doğru olmaktadır (207, 248). Bu çalışmada dişler vertikal yönde kuvvet uygulama sureti ile kırılma testine maruz bırakılmışlardır. Birçok çalışmada kuvvetin dişin uzun aksına vertikal olarak uygulanması ile kuvvetin eşit miktarda iletildiği gösterilmiştir ve bu çalışmalarda kuvvetin tek noktadan vertikal olarak uygulanması ile kanal tedavili dişlerin kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır (169, 207, 208, 248, 249, 251). Laboratuvar ortamında yapılan çalışmalar materyallerin birebir klinik davranışları hakkında bilgi vermeyebilir ancak klinik duruma en yakın ortamı sağlamak amacıyla çalışmamızda dişler diğer çalışmalardaki gibi statik yük altında incelenmiştir (164, 168, 252-254).

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

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

- El aletleri ile yapılan preparasyon döner sistemlerle karşılaştırıldığında, kök yapısının kırılma dayanımına daha az olumsuz etki göstermiştir. El aletleri ile prepare edilen ve doldurulan köklerin kırılma dayanıklılığının daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu nedenle koronal madde kaybı sebebi ile zayıf kalmış dişlerde el aletleri ile preparasyonun kökün kırılma dayanımını korumak açısından daha uygun olacağı düşünülebilir. Aynı zamanda bu sonuç döner alet sistemleri ile tamamlanmış kanal tedavisinin, dişin doğal dayanımını geri kazandıramayacağını da göstermektedir.
- Döner sistemler ile yapılmış preparasyonun kök dentin kırılma dayanımına etkisi incelendiğinde OSNG ve WOG grubu değerleri benzer bulunmuştur. Bu iki sistem kırılma dayanımını daha az etkilese de el aleti grubuna göre kökleri zayıflatmıştır.
- ProTaper Next grubu kök dentinini en fazla zayıflatan sistem olarak bulunmuştur. Bu sonuç, kanalda daha fazla alet kullanımının diş dokusunu daha fazla zayıflattığını düşündürebilmektedir.
- Bu çalışmada her ne kadar klinik şartlar sağlanmaya çalışılsa da, düşük değerlerde oluşan streslerin bile oral şartlarda zamana bağlı olarak kırılma dayanımı üzerinde etkisinin olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
- Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçların ışığında, endodontik tedaviler esnasında tercih edilen şekillendirme sistemlerinin kök dentinini zayıflatarak dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkiler ve istenmeyen komplikasyonlara yol açabileceği görülmüştür. Bu bağlamda kök kanal tedavisi görmüş dişlerde uzun dönem başarı açısından, kullanılacak şekillendirme sisteminin dişte minimum direnç kaybı sağlayacak şekilde tercih edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Ayrıca, kök kanal şekillendirme sistemlerinin endodontik tedavi sonrası dentin dayanıklılığını inceleyen daha fazla in-vitro, ex-vivo ve in-vivo çalışmaya ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*, 30(8):559-67, 2004.
2. 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*, 36(5):797-800, 2010.
3. 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*, Nov, 42(11):1050-6, 2009.
4. Cuje J, Bargholz C, Hulsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *Int Endod J*, Jul, 43(7):545-54, 2010.
5. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23(8):533-4, 1997.
6. Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu MK. Damage to root dentin during retreatment procedures. *J Endod*, 37(1):63-6, 2011.
7. Sim T, Knowles JC, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J*, 34(2):120-32, 2001.
8. Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, 42(3):208-13, 2009.
9. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 15(11):512-6, 1989.

10. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments applications in Endodontics. Ishiyaku Euroamerica, 1995.
11. William L, Steve Senia, Wildey E. A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report ORAL SURC ORAL MED ORAL PATHOL 67:198-207, 1989.
12. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. Int Endod J, 42(1):22-33, 2009.
13. Schafer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. J Endod, 25(6):427-30, 1999.
14. 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, 36(7):1195-9, 2010.
15. Yaman S. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. Gazi Üniversitesi Disheklığı Fakültesi Dergisi, 19:51-7, 2002.
16. 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, 35(10):820-8, 2002.
17. 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, 35(2):236-8, 2009.
18. Ruddle C, Cohen S, Burns RC. Cleaning and shaping the root canal system. Pathways of the pulp 8th edition:231-92, 2002.
19. Cicek E, Aslan MA, Akkocan O. Comparison of the Resistance of Teeth Instrumented with Different Nickel-Titanium Systems to Vertical Root Fracture: An In Vitro Study. J Endod, 41(10):1682-5, 2015.

20. Yalpi Altun F, Uzun Ö. Resiprokasyon ve dönme hareketi yapan eğe sistemlerinin karşılaştırılması: uzaklaştırılan madde miktarı, toplam genişletme, kanal transportasyonu ve kanal eğim ideğişimi Acta Odontol Turc, 31(2):68-79, 2014.
21. Metzger Z. BB, Goodis HE. Instruments, materials and devices. Pathways of the pulp:223-82, 2011.
22. Azarpazhooh A, Fillery ED. Prion disease: the implications for dentistry. J Endod, 34(10):1158-66, 2008.
23. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. J Prosthet Dent, 66(2):181-7, 1991.
24. Blum JY, Machtou P, Esber S, Micallef JP. Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique. Int Endod J, 30(6):386-96, 1997.
25. Bender IB, Freedland JB. Adult root fracture. J Am Dent Assoc, 107(3):413-9, 1983.
26. Yared G, Ramli G A. Single file reciprocation: A literature review. Endo (Lond Engl) 7(3):171-8, 2013.
27. Versiani MA, Pecora JD, Sousa-Neto MD. Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. Int Endod J, 46(9):800-7, 2013.
28. Walton R. Principles and Practise of Endodontics. 3 Baskı Saunders Company, Philadelphia-Pennsylvania:324-5, 1996.
29. Alaçam T. Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler. İçinde:Alaçam T (editör). . Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara:375, 2012.
30. Küçükay ES. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. 2 Baskı

2004.

31. Saunders W, Saunders E. Textbook of Endodontology, Root canal instrumentation.236-60, 2003.
32. Alaçam T. Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonu Endodonti Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara.405-514, 2012.
33. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials and Devices. Pathways of the Pulp,10 Baskı 223-82, 2011.
34. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler nobel tıp kitabevi 284-5, 2006.
35. Chernick LB, Jacobs JJ, Lautenschlager EP, Heuer MA. Torsional failure of endodontic files. J Endod, 2(4):94-7, 1976.
36. Iverson GW, von Fraunhofer JA, Hermann JW. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. J Endod, 11(6):266-8, 1985.
37. Younis O. The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 43(1):130-4, 1977.
38. Alaçam T. Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler. Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara,:355-404, 2012.
39. Cohen S. Pathways of the Pulp, 9 Baskı. Mosby Elsevier, St Luis,:308-11, 2006.
40. Çalışkan MK. Kanal Aletleri ve Kök Kanal Genişletme Yöntemleri. Endodontide Tanı ve Tedaviler Nobel Tıp Kitap Evleri, Çapa, İstanbul,:273-314, 2006.
41. al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG, Doller R. Comparison of six files to prepare simulated root canals. 2. Int Endod J, 25(2):67-81, 1992.

42. Yguel-Henry S, von Stebut J. Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *J Endod*, 20(8):367-72, 1994.
43. Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT. *Colour Atlas and Text at Endodontics*. Mosby-Wolfe London, 2th edition, 1995.
44. NUR BG, Mustafa ALTUNSOY, Evren OK. Süt Dişlerinde Nikel Titanyum Döner Aletlerinin Kullanımının Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014.
45. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33(4):297-310, 2000.
46. Zinelis S, Darabara M, Ogane K, Takase T, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103(6):843-7, 2007.
47. Bergenholtz G. *Textbook of Endodontology 2.Baskı* Wiley-Blackwell, West Sussex,UK.182-4, 2010.
48. Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod*, 25(1):17-20, 1999.
49. Shabalovskaya SA AJ. Surface Spectroscopic Characterization of Tini Nearly Equiatomic Shape-Memory Alloys for Implants. *Journal of Vacuum Science & Technology a-Vacuum Surfaces and Films*, 1995, 13: 2624-2632,
50. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*, 32(11):1031-43, 2006.
51. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 24(12):843-7, 1998.

52. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 88(3):343-7, 1999.
53. Hilt B. Torsional properties of stainless steel and Nickel Titanium files after multiple sterilizations. University of Florida College of Dentistry, Graduate Thesis, 1996.
54. Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81(5):596-602, 1996.
55. 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*, 21(3):146-51, 1995.
56. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, 21(4):173-6, 1995.
57. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26(3):161-5, 2000.
58. Shen Y, Peng B, Cheung GS. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 98(5):605-10, 2004.
59. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, 35(4):379-89, 2002.
60. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31(3):183-6, 2005.
61. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 25(6):434-40, 1999.

62. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, 28(6):448-51, 2002.
63. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23(2):77-85, 1997.
64. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*, 32(2):115-9, 1999.
65. Zuolo ML, Walton RE, Imura N. Histologic evaluation of three endodontic instrument/preparation techniques. *Endod Dent Traumatol*, 8(3):125-9, 1992.
66. Louis H, Kenneth M, Cohen SR. *Instruments, Materials and Devices. Pathways of the pulp*, 10th edition:235-6, 2011.
67. Bou Dagher FE, Yared GM. Comparison of three files to prepare curved root canals. *J Endod*, 21(5):264-5, 1995.
68. Buchanan LS. The standardized-taper root canal preparation part 6. GT file technique in abruptly curved canals. *Int Endod J*, 34(3):250-9, 2001.
69. Versumer J, Hulsmann M, Schafers F. A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*, 35(1):37-46, 2002.
70. Küçükay ES KI, Yılmaz B. . Kök Kanalı gekillendirme Yöntemleri istanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Bilim Dalı, 2004.
71. Basrani B, Roth K, Sas G. Torsional Profiles of new and used Revo-S rotary instruments: an in vitro study. *J Endod*, 37(7):989-92, 2011.
72. Mounce R. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin N Am*, 2004; 48: 137-157.
73. Kim S, Hsu Y. The ProFile system. *Dent Clin N Am*, 48:69-85, 2004.

74. The Twisted File B. The Twisted File, Brochure. Orange, CA: SybronEndo, 2008.
75. Gambarini Grande NM PG, Somma F, Garala M, Luca MD, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods J Endod, 34:1003-5, 2008.
76. Park H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 91(6):715-8, 2001.
77. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. J Prosthet Dent, 104 (6):379-88, 2010.
78. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. J Endod, 36(5):904-7, 2010.
79. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. J Endod, 35(3):401-3, 2009.
80. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. J Endod, 37(9):1290-2, 2011.
81. mtwo brochure. <https://www.vdw-dental.com/.../Mtwo/VDW-Dental-Mtwo-...>. 2015.
82. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF) Part I respecting the root canal anatomy-a new concept of endodontic files and its implementation. J Endod, 36(4):679-90, 2010.

83. De-Deus G, Souza EM, Barino B, Maia J, Zamolyi RQ, Reis C ve ark. The self-adjusting file optimizes debridement quality in oval-shaped root canals. *J Endod*, 37(5):701-5, 2011.
84. Peters C. *Cleaning and Shaping of the Root Canal System*. Keiser K (editör). *. Pathways Of The Pulp*, 9 Baskı Mosby: Elsevier,:290-357, 2006.
85. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, 30(4):234-7, 2004.
86. Alacam T. Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler. *Endodonti*:357-9, 2012.
87. Clauder T, Baumann MA. ProTaper NT system. *Dent Clin North Am*, 48(1):87-111, 2004.
88. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 36(4):288-95, 2003.
89. Yang G, Wu H, Zheng Y, Zhang H, Li H, Zhou X. Scanning electron microscopic evaluation of debris and smear layer remaining following use of ProTaper and Hero Shaper instruments in combination with NaOCl and EDTA irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(4):63-71, 2008.
90. Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and force induced by ProTaper universal and ProTaper next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *J Endod*, 40(7):973-6, 2014.
91. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*, 40(9):1477-81, 2014.

92. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod*, 41(7):1134-8, 2015.
93. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E ve ark. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol (Roma)*, 3(3-4):119-22, 2012.
94. Hülsmann M PO, Dummer P. Mechanical preparation of root canals:shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, 10(1):30-76, 2005.
95. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. *J Endod*, 41(10):1718-24, 2015.
96. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 38(3):398-401, 2012.
97. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 38(1):105-7, 2012.
98. www.dentsplymea.com. ProTaper Next brochure. 2018.
99. www.endoruddle.com. advanced endodontics brochure. 2018.
100. Saber SE, Nagy MM, Schafer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 48(1):109-14, 2015.
101. Burklein S, Benten S, Schafer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 46(6):590-7, 2013.

102. Micro Mega. The OneShape Brochure. Available at: <http://micro-mega.com/en/one-shape-new-generation/documentations/>. Accessed June 10. Available at: <http://micro-mega.com/en/one-shape-new-generation/documentations/>. 2014.
103. T Özyürek, K Yılmaz, G Uslu. Comparison of cyclic fatigue resistance of old and new generation one shape NiTi instruments International Journal of Applied Dental Sciences, 2 (4):04-7, 2016.
104. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endod, 2(10):298-303, 1976.
105. De-Deus G, Barino B, Zamolyi RQ, Souza E, Fonseca A, Fidel S ve ark. Suboptimal debridement quality produced by the single-file F2 ProTaper technique in oval-shaped canals. J Endod, 36(11):1897-900, 2010.
106. De-Deus G BM, Barino B, Di Giorgi K, Fidel RA, Luna AS. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endodontics, 110(3):390-4, 2010.
107. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT, Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. J Endod, 38(5):684-7, 2012.
108. 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, 38(4):541-4, 2012.
109. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. Int Endod J, 45(7):614-8, 2012.
110. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? Br Dent J, 212(7):345-6, 2012.

111. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, 34(11):1406-9, 2008.
112. Letters S, Smith AJ, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Br Dent J*, 199(8):522-5, 2005.
113. Webber J. The WaveOne single-file reciprocating system. . <http://www.endoexperience.com/documents/WaveOne.pdf> 2011.
114. McRay B, Cox TC, Cohenca N, Johnson JD, Paranjpe A. A micro-computed tomography-based comparison of the canal transportation and centering ability of ProTaper Universal rotary and WaveOne reciprocating files. *Quintessence Int*, Feb, 45(2):101-8, 2014.
115. Fatma Y, Ozgur U. Evaluation of surface topography changes in three NiTi file systems using rotary and reciprocal motion: An atomic force microscopy study. *Microsc Res Tech*, Mar, 77(3):177-82, 2014.
116. Tinoco JM, De-Deus G, Tinoco EM, Saavedra F, Fidel RA, Sassone LM. Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multife instrumentation systems. *Int Endod J*, 47(6):560-6, 2014.
117. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *International Dentistry- African Edition*, 6 no3, 2015.
118. Topcuoglu HS, Duzgun S, Akti A, Topcuoglu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J*, 50(7):713-7, 2017.
119. Ozyurek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*, 42(10):1536-9, 2016.

120. Maden M, Gorgul G, Tinaz AC. Evaluation of apical leakage of root canals obturated with Nd: YAG laser-softened gutta-percha, System-B, and lateral condensation techniques. *J Contemp Dent Pract*, 3(1):16-26, 2002.
121. Evans JT, Simon JH. Evaluation of the apical seal produced by injected thermoplasticized Gutta-percha in the absence of smear layer and root canal sealer. *J Endod*, 12(3):100-7, 1986.
122. Gençođlu N, Topbaşı B. Thermafil kanal dolgu tekniğinin mikrosızıntısının incelenmesi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 29, 245-249., 1995.
123. Glickman GN, Gutmann JL. Contemporary perspectives on canal obturation. *Dent Clin North Am*, 36(2):327-41, 1992.
124. Qualtrough AJ, Whitworth JM, Dummer PM. Preclinical endodontology: an international comparison. *Int Endod J*, 32(5):406-14, 1999.
125. Allison DA, Michelich RJ, Walton RE. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. *J Endod*, 7(2):61-5, 1981.
126. Ingle JJ, Newton, C.W., West, J.D., Gutmann, J.L. , Glickman, G. N., Korzon, B.H., Martin, H. . Obturation of the Radicular Space. *Endodontics* 571-668, 2002.
127. Wu M, van der Sluis LW, Wesselink PR. A preliminary study of the percentage of gutta-percha-filled area in the apical canal filled with vertically compacted warm gutta-percha. *Int Endod J*, 35(6):527-35, 2002.
128. Levitan ME, Himel VT, Luckey JB. The effect of insertion rates on fill length and adaptation of a thermoplasticized gutta-percha technique. *J Endod*, 29(8):505-8, 2003.
129. Alaçam T. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri, Endodonti Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara.725-9, 2012.

130. DuLac KA, Nielsen CJ, Tomazic TJ, Ferrillo PJ, Jr., Hatton JF. Comparison of the obturation of lateral canals by six techniques. *J Endod*, 25(5):376-80, 1999.
131. Aşçı S. Kök Kanalı Dolgu Yöntemleri. *Endodonti*, Quintessence yayıncılık:476-7, 2014.
132. Brochure.
http://www.scottsdental.com/category_pdfs/9635_499.Elementsfree_Brochure.pdf. 2014.
133. Matsune K. Molecular genetic study of the gutter shaped root (GSR) on mouse chromosome 17. *J Oral Sci*, 42(1):21-6, 2000.
134. Marlin J, Krakow AA, Desilets RP, Gron P. Clinical use of injection-molded thermoplasticized gutta-percha for obturation of the root canal system: a preliminary report. *J Endod*, 7(6):277-81, 1981.
135. Carrotte P. Endodontics: Part 3. Treatment of endodontic emergencies. *Br Dent J*, 197(6):299-305, 2004.
136. Johnson WB. A new gutta-percha technique. *J Endod*, 4(6):184-8, 1978.
137. Behrend GD, Cutler CW, Gutmann JL. An in-vitro study of smear layer removal and microbial leakage along root-canal fillings. *Int Endod J*, 29(2):99-107, 1996.
138. Tagger M, Tamse A, Katz A, Korzen BH. Evaluation of the apical seal produced by a hybrid root canal filling method, combining lateral condensation and thermatic compaction. *J Endod*, 10(7):299-303, 1984.
139. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25(6):441-58, 1997.
140. Kim S. People's Medical Publishing House. *Endodontics* 6 Baskı Shelton, CT, USA:118-50, 2008.

141. Selmin KA. Dentin Dokusu. Endodonti 7-11, 2014.
142. Tekçe N. Tek Aşamalı Self Etch Adezivlerin Dentine Bağlanma Dayanımlarının ve Mikrosızıntılarının Süreye Bağlı Olarak İncelenmesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora, İstanbul Üniversitesi, 2011.
143. Roberson TM. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5 Baskı Güneş Tıp Kitabevleri:17-64, 2006.
144. Roberson TM. Dişle İlgili Anatomi,Histoloji, Fizyoloji ve Okluzyonun Klinik Önemi. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 5 Baskı:17-64, 2006.
145. Pashley D, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. Endod Dent Traumatol, 1(5):176-9, 1985.
146. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. Dent Mater J, 20(3):227-36, 2001.
147. Palamara JE, Wilson PR, Thomas CD, Messer HH. A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. J Dent, 28(2):141-6, 2000.
148. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. J Dent Res, Feb, 80(2):453-6, 2001.
149. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod, 1(7):238-42, 1975.
150. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppini-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. J Dent, 37(12):903-8, 2009.
151. Shemesh H, van Soest G, Wu MK, Wesselink PR. Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography. J Endod, 34(6):739-42, 2008.

152. Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *J Endod*, 36(9):1455-8, 2010.
153. Howe CA, McKendry DJ. Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. *J Am Dent Assoc*, 121(6):712-5, 1990.
154. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*, 32(4):283-6, 1999.
155. Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: a survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 87(4):504-7, 1999.
156. Tamse A. vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. *Endodontic Topics*, 13(1):84-94, 2006.
157. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13(1):57-83, 2006.
158. Caplan DJ, Weintraub JA. Factors related to loss of root canal filled teeth. *J Public Health Dent*, Winter, 57(1):31-9, 1997.
159. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endod*, 19(2):87-91, 1993.
160. Llana-Puy c, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 92:553-5, 2001.
161. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*, 18(7):332-5, 1992.
162. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73(1):99-102, 1992.

163. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. *Endod Topics* 13(1):84-94, 2006.
164. Zandbiglari T, Davids H, Schafer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101(1):126-31, 2006.
165. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(2):271-5, 1971.
166. Mareending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J*, 40(10):786-93, 2007.
167. 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*, 38(2):232-5, 2012.
168. Chadha R. An in vitro comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different materials. *Contemp Clin Dent*, 1(2):70-2, 2010.
169. Cobankara FK, Ungor M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod*, 28(8):606-9, 2002.
170. Grigoratos D, Knowles J, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*, 34(2):113-9, 2001.
171. Loewenstein W.R. A Study on the Pressoreceptive Sensibility of the Tooth. Institute of Physiology, University of Chile, Santiago, Chile, 1955.
172. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod*, 37(4):522-5, 2011.

173. Burklein S, Tsotsis P, Schafer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, 39(4):501-4, 2013.
174. Walton RE, Torabinejad M. *Principles and Practice of Endodontics*. 3rd ed Philadelphia,PA: WB Saunders;:210, 1996.
175. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J*, 41(11):939-49, 2008.
176. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, 39(12):931-9, 2006.
177. Zamin C, Silva-Sousa YT, Souza-Gabriel AE, Messias DF, Sousa-Neto MD. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*, 28(4):282-6, 2012.
178. Wilcox LR, Sutton T, Roskelley C. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23(8):533-4, 1997.
179. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, 25(7):506-8, 1999.
180. Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *J Endod*, 34(3):314-7, 2008.
181. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod*, 25(2):99-104, 1999.
182. Adorno CG, Yoshioka T, Jindan P, Kobayashi C, Suda H. The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. *Int Endod J*, 46(8):763-8, 2013.

183. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of working length and root canal preparation technique on crack development in the apical root canal wall. *Int Endod J*, 43(4):321-7, 2010.
184. Simon JH. The apex: how critical is it? *Gen Dent*, 42(4):330-4, 1994.
185. Parris J, Wilcox L, Walton R. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *J Endod*, 20(5):219-24, 1994.
186. Siqueira JF, Jr., Araujo MC, Garcia PF, Fraga RC, Dantas CJ. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endod*, 23(8):499-502, 1997.
187. Weiger R, Bartha T, Kalwitzki M, Lost C. A clinical method to determine the optimal apical preparation size Part 1. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endod*, 102:686-91, 2006.
188. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *J Endod*, 38(10):1309-15, 2012.
189. Wu MK, Wesselink PR, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89(1):99-103, 2000.
190. Souza RA. The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. *Braz Dent J*, 17(1):6-9, 2006.
191. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J*, 42(8):705-10, 2009.
192. 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*, 38(8):1110-3, 2012.

193. Er K, Tasdemir T, Siso SH, Celik D, Cora S. Fracture resistance of retreated roots using different retreatment systems. *Eur J Dent*, 5(4):387-92, 2011.
194. Meister F Jr, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 49(3):243-53, 1980.
195. Dalat DM, Spangberg LS. Comparison of apical leakage in root canals obturated with various gutta percha techniques using a dye vacuum tracing method. *J Endod*, 20(7):315-9, 1994.
196. Saw LH, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod*, 21(6):314-20, 1995.
197. Haznedaroğlu F, Subay K, Kutlu Tank, Aşçı S. Kanal Dolgu Pati Kullanılarak veya Kullanılmadan Uygulanan İki Değişik Termoplastik Gütta Perka Enjeksiyon Tekniğinin Apikal Sızıntı Yönünden Değerlendirilmesi İ Ü Diş Hek Fak Der, 30:173 - 8 1996.
198. ElDeeb ME. The sealing ability of injection-molded thermoplasticized gutta-percha. *J Endod*, 11(2):84-6, 1985.
199. Mann SR, McWalter GM. Evaluation of apical seal and placement control in straight and curved canals obturated by laterally condensed and thermoplasticized gutta-percha. *J Endod*, 13(1):10-7, 1987.
200. 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 Rad Endodontics*, 106:64-70, 2008
201. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod*, 9(12):544-50, 1983.
202. Selden HS. Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth-in vivo trials. *J Endod*, 22(8):426-9, 1996.

203. Lertchirakarn V, Poonkaew A, Messer H. Fracture resistance of roots filled with gutta-percha or RealSeal(R). *Int Endod J*, 44(11):1005-10, 2011.
204. Branstetter J, von Fraunhofer JA. The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. *J Endod*, 8(7):312-6, 1982.
205. Ulusoy OI, Genc O, Arslan S, Alacam T, Gorgul G. Fracture resistance of roots obturated with three different materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(5):705-8, 2007.
206. 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*, 90(3):360-4, 2000.
207. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod*, 28(3):217-9, 2002.
208. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*, 32(5):376-80, 1999.
209. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *J Dent*, 36(1):69-73, 2008.
210. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod*, 32:350-3, 2005.
211. Nagas E, Cehreli ZC, Durmaz V, Vallittu PK, Lassila LV. Shear bond strength between a polyester-based root canal filling material and a methacrylate-based sealer with an intermediate layer of fiber-reinforced resin-based material. *J Adhes Dent*, 11(4):325-30, 2009.

212. Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pecora JD. Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. *J Endod*, 27(3):183-4, 2001.
213. Erdemir A, Ari H, Gungunes H, Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. *J Endod*, 30(2):113-6, 2004.
214. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R, Heling I. Effect of sodium hypochlorite on dentin microhardness. *J Endod*, 30(12):880-2, 2004.
215. Eldeniz AU, Erdemir A, Belli S. Effect of EDTA and citric acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. *J Endod*, 31(2):107-10, 2005.
216. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R, Heling I. Effect of sodium hypochlorite on dentin microhardness. *J Endod*, 30(12):880-2, 2004.
217. Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pecora JD. Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. *J Endod*, 27(3):183-4, 2001.
218. Ari H, Erdemir A, Belli S. Evaluation of the effect of endodontic irrigation solutions on the microhardness and the roughness of root canal dentin. *J Endod*, 30(11):792-5, 2004.
219. Zaparolli D, Saquy PC, Cruz-Filho AM. Effect of sodium hypochlorite and EDTA irrigation, individually and in alternation, on dentin microhardness at the furcation area of mandibular molars. *Braz Dent J*, 23(6):654-8, 2012.
220. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *Journal of Dentistry*, 24:417-23, 1996.
221. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*, 31(7):529-32, 2005.

222. Schafer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 34(2):198-200, 2008.
223. J. Derek White, William R Lacefield, LS Chavers, Paul D Eleazer. The Effect of Three Commonly Used Endodontic Materials on the Strength and Hardness of Root Dentin. *J Endod*, 28(12):828-30, 2002.
224. Kansal R, Rajput A, Talwar S, Roongta R, Verma M. Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod*, 40(9):1443-6, 2014.
225. Sakaguchi RLP. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13 Baskı, 2012
226. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin, effect of hydration *Biomaterials*. 24:5209-21, 2003.
227. El Mowafy OM, Watts DC. Fracture toughness of human dentin. *J Dent Res*, 65(5):677-81, 1986.
228. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol*, 44(10):813-22, 1999.
229. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontic Dental Traumatology*, 10(2):91-3, 1994.
230. Kahler B, Swain MV, Moule A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *J Biomech*, 36(2):229-37, 2003.
231. Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iran Endodontic Journal*, 2012, 7: 177-182.

232. Onnink PA, Davis RD, Wayman BE. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *J Endod*, 20(1):32-7, 1994.
233. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J*, 40(9):684-91, 2007.
234. Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. Rigidity of elastomeric impression materials. *J Oral Rehabil*, 16(3):241-8, 1989.
235. Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys*, 23(8):567-72, 2001.
236. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*, 35(4):281-6, 2004.
237. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil*, 27(7):595-601, 2000.
238. Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, 36(1):157-9, 2010.
239. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A ve ark. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod*, 38(4):505-9, 2012.
240. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu MK. Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *J Endod*, 39(1):129-32, 2013.

241. 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*, 31(4):288-92, 2005.
242. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG, Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*, 11(5):203-11, 1985.
243. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod*, 37(10):1398-401, 2011.
244. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*, 43(12):1063-8, 2010.
245. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu MK, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod*, 39(8):1054-6, 2013.
246. Mayhew JT, Eleazer PD, Hnat WP. Stress analysis of human tooth root using various root canal instruments. *J Endod*, 26(9):523-4, 2000.
247. Gogos C, Stavrianos C, Kolokouris I, Papadoyannis I, Economides N. Shear bond strength of AH-26 root canal sealer to dentine using three dentine bonding agents. *J Dent*, 31(5):321-6, 2003.
248. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc*, 135(5):646-52, 2004.
249. Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP. Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. *Oper Dent*, 25(5):411-7, 2000.
250. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after

restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*, 29(6):427-33, 2001.

251. Lindemuth JS, Hagge MS, Broome JS. Effect of restoration size on fracture resistance of bonded amalgam restorations. *Oper Dent*, 25(3):177-81, 2000.
252. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*, 25(1):6-8, 1999.
253. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod*, 33(4):480-3, 2007.
254. Hanada T, Quevedo CG, Okitsu M, Yoshioka T, Iwasaki N, Takahashi H ve ark. Effects of new adhesive resin root canal filling materials on vertical root fractures. *Aust Endod J*, 36(1):19-23, 2010.

ÖZGEÇMİŞ

1988 yılı Temmuz ayında Ankara’da doğdu. Lise öğrenimini 2006 yılında Batıkent Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi’nde tamandıktan sonra Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girmeye hak kazandı, 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında uzmanlık eğitimine başladı. İngilizce bilmektedir.

