

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, **YÜKSEK LİSANS TEZİ**;
Doktora ise **DOKTORA TEZİ** ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

GÜNCEL NİTİ DÖNER EĞE SİSTEMLERİ İLE KÖK
KANALI ŞEKİLLENDİRİLMESİ SİRASINDA FARKLI
ÇALIŞMA UZUNLUKLARININ DENTİNDE ÇATLAK
OLUŞUMUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

MÜNİP ÇOLAKOĞLU

DANIŞMAN
PROF. DR. RAİF ERİŞEN

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ENDODONTİ

İSTANBUL 2019

DOKTORA TEZİ ONAYI

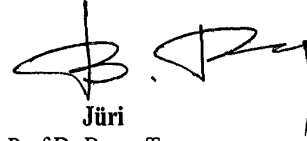
İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Endodonti Programında Doktora öğrencisi **Münip Çolakoğlu** 'nun tarafından **Prof.Dr. Raif Erişen**'ın danışmanlığında hazırlanan ""Güncel Niti Döner Eğe Sistemleri İle Kök Kanalı Şekillendirilmesi Sırasında Faklı Çalışma Uzunluklarının Dentinde Çatlak Oluşumuna Etkisinin Araştırılması" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 19.06.2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı -Danışman

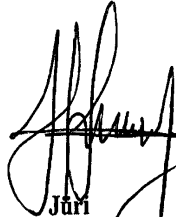
Prof.Dr. Raif Erişen
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti ABD

**Jüri**

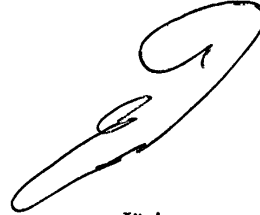
Prof.Dr. Handan Ersev
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti ABD

**Jüri**

Prof.Dr. Berna Tarım
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi ABD

**Jüri**

Prof.Dr. Hakkı Sunay
Altınbaş Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Endodonti ABD

**Jüri**

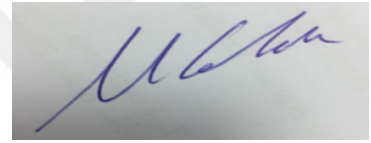
Dr.Öğr. Üyesi Ece Çalışkan
İstanbul Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Endodonti ABD

BEYAN

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

Münip ÇOLAKOĞLU

(İmza)



İTHAF

Anneme ithaf ediyorum.

TEŐEKKÖR

Tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer danıőmanım Prof. Dr. Raif ERİŞEN'e,

Birikim ve yardımları ile her zaman yardımcı olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Berna TARIM ve Prof. Dr. Handan ERSEV'e,

Laboratuvar alıőmaları sırasındaki desteği ile deney dőzeneęinin sorunsuz iőlemesini borçlu olduğum değerli çalışma arkadaőım Dr Beliz ÖZEL'e ve Dt Fatih AYÇİÇEK'e,

Laboratuvar kullanımına izin veren, baőta saygıdeğer hocam Doç. Dr. Dina ERDİLEK olmak üzere tüm Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLI DEĞİL.
BEYAN.....	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİ
ÖZET	Xİİ
ABSTRACT.....	Xİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Tedavisinde Kök Kanalının Mekanik Hazırlığı	3
2.2. Kök kanal preparasyonunda çalışma uzunluğu.....	4
2.3. Kök kanal tedavisinde apikal şekillendirmenin rolü.....	5
2.3.1. Apikal daralım.....	6
2.3.1.1. Apikal daralımın şekli	6
2.3.2. Apikal daralımın genişliği.....	7
2.3.3. Apikal kısmın mekanik hazırlığı.....	7
2.4. Kök kanallarını şekillendirme yöntemleri.....	8
2.4.1. Apikalden kuronale uygulanan şekillendirme yöntemleri	8
2.4.1.1. Standart genişletme yöntemi	8
2.4.1.2. Step back yöntemi	9
2.4.1.3. Balanslı kuvvet uygulanma yöntemi	11
2.4.1.4. İlerleyen şekilde genişletme yöntemi (Progressive enlargement).....	11
2.4.2. Kuronalden apikale doğru uygulanan genişletme yöntemleri.....	12
2.4.2.1. Step down yöntemi.....	12
2.4.2.2. Double flared yöntem (Fava)	13
2.4.2.3. Basıncsız Crown-down yöntemi	13
2.4.2.4. Canal master yöntemi.....	13
2.4.2.5. Antikurvatur eğeleme tekniği.....	15

2.5. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletler.....	15
2.5.1. NiTi kanal eğeleri.....	16
2.5.1.1. NiTi eğelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri	17
2.5.2. NiTi döner ege sistemlerinin yüzey işlemlerine göre sınıflandırılması	22
2.5.2.1. Geleneksel (işlem görmemiş) döner ege sistemleri.....	22
2.5.2.2. İşlem görmüş NiTi ege sistemleri	22
2.6. Çalışmamızda kullanılan NiTi sistemler.....	25
2.6.1. Mani flare NiTi el egesi	25
2.6.2. Mtwo döner ege sistemi	26
2.6.3. ProTaper Next döner ege sistemi	28
2.6.4. HyFlex® CM döner ege sistemi	30
2.7. Dentin yapısı ve çatlak oluşumu	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler	35
3.2. Örneklerin seçimi ve çalışma için dişlerin hazırlanması	35
3.3. Kök kanallarının şekillendirilmesi.....	37
3.3.1. Grup 1	37
3.3.2. Grup 2	38
3.3.3. Grup 3	38
3.3.4. Grup 4	38
3.3.5. Grup 5	38
3.3.6. Grup 6	38
3.3.7. Grup 7	39
3.3.8. Grup 8	39
3.3.9. Grup 9	39
3.3.10. Grup 10	39
3.3.11. Grup 11	40
3.3.12. Grup 12	40
3.3.13. Negatif kontrol grubu.....	40
3.3.14. Pozitif kontrol grubu	40
3.4. Örneklerin incelenmesi	40
3.5. İstatiksel analiz.....	42
4. BULGULAR.....	43

5. TARTIŞMA	56
KAYNAKLAR	69
ETİK KURUL KARARI	86
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	87
ÖZGEÇMİŞ	88



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1 : Diş köklerinin apikal çaplarının ölçümleri	7
Tablo 2: Uzunluk gruplarında ayrı ayrı eğelerin çatlak içeren kesit sayıları açısından değerlendirilmesi.....	43
Tablo 3: Uzunluk gruplarında ayrı ayrı eğelerin apikal yüzeydeki çatlak sayıları açısından değerlendirilmesi.....	45
Tablo 4: Eğe gruplarında ayrı ayrı çalışma uzunluklarının çatlak içeren kesit sayıları açısından değerlendirilmesi	46
Tablo 5: Eğe gruplarında ayrı ayrı çalışma uzunlukların apikal yüzeydeki çatlak sayıları açısından değerlendirilmesi	48
Tablo 6 : Tüm grupların çatlak içeren kesit sayısı açısından değerlendirilmesi.....	50
Tablo 7 : Tüm grupların apikal yüzeydeki çatlak sayısı açısından değerlendirilmesi	52

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Canal Master.....	14
Şekil 2: Felxogate	14
Şekil 3: Martensitik değişimin basitleştirilmiş modeli	18
Şekil 4: Mani flare NiTi el eğesi.....	26
Şekil 5: MT eğesinin enine kesiti.....	27
Şekil 6: MT sistemi temel eğe seti.....	27
Şekil 7: MT apikal şekillendirme eğe seti.....	28
Şekil 8 : PTN eğesinin tasarımı	29
Şekil 9 : PTN döner sistemi eğeleri	30
Şekil 10 : HF sisteminin deformasyon şeması.....	31
Şekil 11 : HF sisteminin kullanım kartı	32
Şekil 12 : Dentinin ağırlıkça ve hacimce bileşenleri	33
Şekil 13 : Deney düzeneyinin şematik gösterimi.....	37
Şekil 14 : IsoMet hassas kesim cihazı.....	41
Şekil 15 : IsoMet hassas kesim bıçağı	41
Şekil 16 : Işık mikroskobu	41
Şekil 17: MT AF+1 grubuna ait 3 mm'den alınmış kesit görüntüsü	53
Şekil 18: PTN AF+1 grubunda 6 mm'den alınmış kesit görüntüsü	53
Şekil 19: HF AF+1 grubunda 6 mm'den alınmış kesit görüntüsü.....	54
Şekil 20: MT AF grubunda 3 mm'den alınmış kesit görüntüsü	54
Şekil 21: HF AF grubunda 9 mm'den alınmış kesit görüntüsü	54
Şekil 22: HF AF+1 grubuna ait apikal yüzey görüntüsü	55
Şekil 23: PTN AF+1 grubuna ait apikal yüzey görüntüsü.....	55

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

NiTi : Nikel Titanyum

İAF : İntial apical file

MAF : Master apical file

GG : Gates glidden

no : Numara

mm : Milimetre

CM : Control Memory

MT : Mtwo

HF : Hyflex

PTN : Protaper Next

PTU : Protaper Universal

AF : Apikal Foramen

ÖZET

COLAKOGLU M. Güncel niti döner eğe sistemleri ile kök kanali şekillendirilmesi sırasında farklı çalışma uzunluklarının dentinde çatlak oluşumuna etkisinin araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2019.

Bu çalışmada, farklı geometrik şekillere, farklı koniklik açılarına ve farklı metaralojik özelliklere sahip güncel olarak kullanılan ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland) NiTi döner eğe sistemleri ve Mani Flare NiTi el eğesi (Mani Inc., Tochigi Japan) ile farklı çalışma uzunluklarında çalışıldıklarında dentin üzerinde oluşturdukları çatlaklar gözlemlenmiştir. Çalışmamızın amacı bu değişkenliklerin dentin üzerinde oluşan çatlaklara etkisini gözlemlemektir. Çalışmamızda 260 adet çekilmiş alt çene kesici insan dişi kullanılmıştır. Dişler 12 deney grubu (n:20) ve 2 kontrol grubuna (n:10) rastgele seçilmiştir. Dişlerin kök kanallarının şekillendirilmesi seçilen NiTi döner eğe sistemleri ve NiTi el eğeleri ile 3 farklı çalışma uzunluğunda apikal genişlik 0,30 mm olacak şekilde tamamlanmıştır. Şekillendirme yapılan dişlerden su soğutması altında düşük hızlı testere ile kesitler alındı. Alınan kesitler ve dişlerin apikal yüzeyleri çatlak tespiti için steromikroskop ile incelendi. Çalışma uzunlukları değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen AF+1 gruplarında AF ve AF-1 gruplarına göre daha çok çatlak gözlemlenmiştir. Eğe sistemleri değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen en çok çatlak MT gurubunda (kesitlerde %10,6 apikal yüzeyde %8,3) gözlemlenmiştir. Bunu sırasıyla PTN (kesitlerde %5,6, apikal yüzeyde %5), HF (kesitlerde %3,9 , Apikal yüzeyde %1,7) , Mani Flare NiTi el (kesitlerde %1,1 , apikal yüzeyde %1,7) grupları izlemiştir. Çalışmamızın sonucunda elde edilen bulgular doğrultusunda NiTi döner eğe sistemleri ile apikal foramen 1 mm kısa şekillendirme yapmanın ve apikal son 1 mm'de şekillendirme yapılırken NiTi el eğelerinin veya geleneksel olmayan NiTi döner eğe sistemlerinin tercih edilmesinin çatlak oluşumunda en güvenilir yöntem olduğu gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Farklı çalışma uzunlukları, Dentin çatlağı, NiTi döner eğe sistemleri

ABSTRACT

COLAKOGLU M. Investigation of the Effects of Different Working Lengths on Crack Formation during the Root Canal preparation with Current NiTi Rotary File Systems. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. İstanbul. 2019.

In our study, we observed cracks on the dentin when the root canals were instrumented at different working lengths with ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland) NiTi rotary files and Mani Flare NiTi hand files (Mani Inc., Tochigi Japan) which have different geometric shapes, different tapers and different metarological features. The aim of our study was to observe the effects of these variations on the cracks on the dentin. In our study, 260 extracted human mandibular incisor teeth were used. The teeth were randomly selected in 12 experimental groups (n: 20) and 2 control groups (n: 10). Preparation of the root canals of the teeth has been completed with NiTi rotary systems and NiTi hand files with apical width of 0.30 mm at 3 different working lengths. The roots were sectioned horizontally at 3, 6 and 9 mm from the apex. Taken sections and apical surfaces of teeth were examined by a stereomicroscope for crack detection. Although there was no statistically significant difference when the study lengths were evaluated, more cracks were observed in AF + 1 groups than AF and AF-1 groups. Although no statistically significant difference was observed when NiTi systems were evaluated, it was observed that the most cracks were in the MT group (10.6% in the sections, 8,3 %the apical surface). PTN (5.6% in sections, 5% in apical surface), HF (3.9% in sections, 1.7% in Apical surface), Mani Flare NiTi hand file(1.1% in sections, 1.7% in apical surface) were followed respectively. As a result of our study, It is observed that prepareate with NiTi rotary file systems, at 1 mm short from the apical foramen and when prepareate apical end 1 mm, using NiTi hand files or non-traditional NiTi rotary file systems are the most reliable method for crack formation.

Key words: Dentinal cracks, NiTi rotary systems, different working lengths

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal tedavisinde başarı, kök kanallarının biyomekanik hazırlığına ve bakteriyel eliminasyon sağlandıktan sonra kök kanalı boşluğunun biyoyumlu bir dolgu materyali ile apikal foramene kadar sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına bağlıdır. Kök kanallarının biyomekanik hazırlığındaki amaç; kök kanalı sistemindeki mikroorganizmalar ve debrisin uzaklaştırılmasının sağlanması ve kanal dolgu materyali için kök kanalına uygun form verilmesidir. Mekanik hazırlık sırasında, perforasyonlar, kanal transportasyonları, alet kırıkları, çentik oluşumları gibi komplikasyonlar ile karşılaşılabilir. Bu gibi komplikasyonların yanı sıra mekanik hazırlık sonucunda kök kanalı dentininde kırık çizgilerine ve çatlak oluşumlarına rastlanabilir (Bier ve ark 2009). En olumsuz komplikasyon olan vertikal kök kırığı çoğunlukla ilgili dişin çekimi ile sonuçlanır. Vertikal kök kırığı kanal şekillendirme işlemleri esnasında oluşmayabilir. Şekillendirme işlemi sırasında oluşan çatlaklar okluzal kuvvetlerin etkisi ile zamanla ilerleyerek vertikal kök kırığına dönüşebilirler (Sathorn ve ark 2005; Shemesh ve ark 2009; Adorno ve ark 2011; Wilcox ve ark 1997).

Kök kanal tedavisi endikasyonları arasında enfekte olmuş kök kanal sistemine sahip dişlerin tedavisi de yer almaktadır. Enfekte kök kanallarının tedavisi sırasında enfeksiyonu en aza indirmek için kök kanal şekillendirilmesi major apikal foramene (AF) olabildiğince yakın olmalıdır (West ve Roane 1998; Wu ve ark 2000). Bu durum taşkın şekillendirme riskini arttırmaktadır (Elayouti ve ark 2001). Taşkın şekillendirme hem periapikal dokuların iyileşmesinde olumsuz etki gösterir hem de postoperatif ağrı oluşumunu artırır (Nehammer 1985; Bergenholtz ve ark 1979). Major apikal foramen esas alınarak belirlenen çalışma uzunluğunda , kök kanal şekillendirilmesi yapılırken apikal bölge yüzeyinde ve kök kanalı duvarlarında çatlak oluşumu da artmaktadır (Adorno ve ark 2011).

Son yıllarda, kök kanal tedavisi sırasında NiTi döner ege sistemlerinin kullanımı artmıştır (Pasqualini ve ark 2008). Yapılan bir çok çalışmada NiTi döner ege sistemlerinin kullanımının da kök kanalı dentininde kırık ve çatlak oluşumuna sebep olabildiği bildirilmiştir. Bıçak dizaynı, uç konfigürasyonu ve hareket etme şekilleri açısından birbirlerinden farklı olan kök kanal şekillendirme sistemleri, çeşitli derecelerde kanal

duvarına zarar verebilirler (Shemesh ve ark 2009).

Farklı üreticiler tarafından NiTi döner eğe sistemleri üretilmiştir. Birçok klinisyen zaman tasarrufu ve kesme etkinliği gibi avantajları yüzünden bu eğeleri tercih etmektedirler. (Vaudt ve ark 2009; Schafer ve Lau 1999) Buna rağmen, NiTi döner eğe sistemlerinin temizleme etkinliği, dentin duvarında stres oluşturması ve oval kanallardaki şekillendirme yeteneği halen tartışılmaktadır. Kim ve ark. (2010) NiTi döner eğe sistemlerinin kullanımı ve vertikal kök kırığı oluşumu arasında potansiyel bir ilişki bulmuşlar, eğe tasarımı, apikal stresi ve burkulma konsantrasyonunu etkilediğini öne sürmüşlerdir.

Bu çalışmada, son yıllarda geliştirilen güncel NiTi döner eğe sistemlerinden olan ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre), Mtwo (VDW, Munich, Germany), Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland) ve Mani Flare NiTi el eğesi (Mani Inc., Tochigi Japan) ile kök kanallarında farklı çalışma uzunluklarında (AF+1, AF, AF-1) şekillendirme yaparken kök dentininde çatlak oluşumuna etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinde Kök Kanalının Mekanik Hazırlığı

Kök kanal tedavisi; kuron ve kökteki patolojik veya normal pulpa dokusunun tümünün çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, kök kanalının dezenfeksiyonu ve hermetik olarak kök kanal dolgusunun yapılmasından oluşmaktadır. Mekanik hazırlık tedavideki tüm işlemlerin başarısını etkilemekte ve kök kanalının mekanik olarak temizlenmesini, irrigasyon ve medikament kullanımı için yeterli boşluk oluşturulmasını ve kök kanal geometrisinin kök kanal dolgusu için uygun bir şekle getirilmesini sağlar (Alaçam 2012).

Kök kanallarının tam olarak temizlenmesi ve şekillendirilmesi başarılı bir endodontik tedavinin anahtarıdır. Nekrotik dokular , pulpa artıkları (potansiyel nekrotik dokular) ve mikroorganizmaların mekanik olarak uzaklaştırılması bu işlemin parçasıdır. Şekillendirme ise hekimin kolaylıkla yerleştirebileceği uygun bir kavitenin oluşturulmasıdır. Tam bir şekillendirme sağlandığında organik materyalle birlikte mikroorganizmalar da uzaklaştırılarak mekanik dezenfeksiyon elde edilir (Alaçam 2012).

Patolojik veya enfekte dokuların temizlenmesi hastanın genel sistemik sağlığına , lokal olarak periapikal dokulara ve dişin bütünlüğüne gerekli özeni göstererek hastaya en az zararı verecek şekilde uygulanmalıdır.

İdeal bir kök kanal preparasyonu yapılan kök kanalının özellikleri ;

- Kök kanalının ilk şeklinin ana hatlarına benzerlik göstermelidir. Kanal genişletilmesiyle kanalın doğal kurvatürü korunmalıdır. Foramen apikalenin yeri değiştirilmemelidir.
- Kök kanal dolgusunu kolaylıkla uygulayabilecek şekilde olmalıdır.
- Herhangi bir artık doku kalmamış olmalıdır.
- Kök kanal preparasyonu sonucu kök kanalının en dar ebatlarının apikalde ve çoğu zaman dentin sement birleşimine yakın olan apikal daralım bölgesinde bulunduğu bir kanal şekli ortaya çıkmalıdır.
- Kök kanal preparasyonu, kök boyunca geride kalan diş dokularının dayanıklılığını devam ettirmesini sağlayacak bir genişlik göstermelidir.

- Prepare edilmiş kök kanalı apikal daralım bölgesine doğru gittikçe daralan düzgün tersine konik bir şekil alması sağlanmalıdır.
- Apikal preparasyon ebatları apikal daralımı genişletmeden, kuronale doğru açılan, irrigan ve medikamentlerin taşırılmayacağı ve kök kanal dolgusunun üç boyutlu olarak yerleştirilebileceği şekilde olmalıdır.
- Kök kanallarında basamak oluşturulmamalı, perforasyon meydana gelmemeli ve kanal eğesi kırılmamalıdır.
- Özellikle lateral kondansasyon uygulanacağı vakalarda apikal üçte birlik bölümde kanal duvarları paralel olacak şekilde (retansiyon form) hazırlanmış olmalıdır.
- Retansiyon formundan giriş kavite preparasyonuna kadar bir açılma bulunmamalıdır.

2.2. Kök kanal preparasyonunda çalışma uzunluğu

Kök kanalı preparasyonunda çalışma uzunluğu ; apikalde kök kanalının en dar noktası ile kuronal kısımda hekimin rahatça görebileceği ve tedavi süresince kolayca değişmemesi gereken bir dayanak noktası arasındaki mesafedir.

Kanalın en dar olduğu bölge apikal daralım bölgesi olarak adlandırılır. Apikal daralımın ötesinde canlı dokulara doğru damarlanma yeniden artar ve damarlar genişler. İltihap oluşumu ve kanama kontrolü düşünüldüğünde biyomekanik preparasyonun kanalın en dar yerinde bitirilmesinin önemi daha çok ortaya çıkar. Apikal daralım sayesinde çevre dokular kök kanal tedavisindeki işlemler sırasında irritasyondan korunur. Kök kanal tedavisi sonrası beklenen sement yapımı doğal olarak dar bir alanda ve daha kısa sürede tamamlanır. Grove (1931) ; kök kanal dolgusunun sement-dentin birleşimine kadar yapılmasının daha başarılı olacağını, pulpa bağ dokusunun bu birleşimden sonra periodontal ligamente dönüştüğünü bildirmiştir. Yapılan in vivo histolojik bir çalışmada; periodontal dokulara taşan gutta perka ve kanal dolgu patlarının ağrı oluşturmaya bile şiddetli bir iltihaba dönüştüğünü ve kanal içinde sonlandırılan dolguların ise kabul edilebilir reaksiyonlara neden olduğu gösterilmiştir (Ricucci ve Langeland 1998).

Yanlış hesaplanan çalışma uzunluğu, taşkın veya eksik preparasyon ve taşkın veya eksik kök kanal dolgusu ile sonuçlanır. Taşkın yapılan şekillendirme işlemi, tedavi

sonrasında ağrıya ve prognozun olumsuz yönde etkilenmesine neden olur. Eksik yapılan şekillendirme ise enfekte materyalin uzaklaştırılmaması ve dolayısıyla yapılan eksik kök kanal dolgusu nedeniyle tedavinin başarısızlığında en önemli etkidir. Kök kanalından pulpa dokusunun, nekrotik artıkların , enfekte dokuların ve mikroorganizmaların tam olarak uzaklaştırılmaması tedavinin başarısını doğrudan ilgilendiren unsurlardır. Çalışma uzunluğu doğru belirlendiğinde tüm bu olumsuzluklar ortadan kalkar (Alaçam 2012).

Kök kanal tedavisinde çalışma uzunluğunu belirlemede radyografik yöntemler sık kullanılmaktadır. Günümüzde elektronik apeks bulucular da yaygın olarak kullanılmaktadır. Her iki yöntemin de hatalı sonuçları olabilmektedir. Bu iki yöntemin birlikte kullanımı çalışma uzunluğunun doğru hesaplanması açısından önerilmektedir (Alaçam 2012).

2.3. Kök kanal tedavisinde apikal şekillendirmenin rolü

Kök kanal tedavisinin en önemli amacı, apikal periodontitisi önlemek veya tedavi etmek için kök kanal sistemlerindeki mikroorganizmaların ve patolojik kalıntıların miktarını azaltmaktır. Kök kanal sistemlerinin temizlenmesi işlemi, şekillendirme öncesinde ve sırasında kök kanal sistemlerinin tüm içeriğinin çıkarılması olarak tarif edilmiştir. Grossman (1970), mekanik temizliği kök kanal tedavisinin en önemli parçası olarak tanımlamıştır. Schilder (1974) başarılı kök kanal tedavisinin temelini temizlik ve şekillendirmenin oluşturduğunu belirtmiştir.

Kök kanalının apikal bölgesinin şekillendirilmesinin uzun zamandan beri kök kanalı şekillendirme işleminde önemli bir bileşen olduğu düşünülmektedir. Groove (1931) tarafından apikal şekillendirme 1931 gibi erken bir zamanda kritik bir adım olarak belirtilmiştir. Simon (1994) daha sonra apikal alanı kök kanalını şekillendirmede kritik bölge olarak tanıdı. Diğer yazarlar apikal foramene yaklaşan son birkaç milimetrenin kök kanalı şekillendirme sürecinde kritik olduğu sonucuna varmıştır (Cohen ve Bruns 1998; Spangberg 2001). Mekanik hazırlık ve irrigasyon başarılı kök kanal tedavisinin temel bileşenleridir (Reig ve ark 1952; Haga1968). Araştırmalar, mekanik hazırlığın kök kanal sisteminde kalan mikroorganizma sayısını büyük ölçüde azalttığını göstermiştir. Mekanik hazırlığın irrigasyon işlemi olmadan bile bakteri sayısını azalttığı gösterilmiştir (Bystrom 1968). Mekanik hazırlık ve irrigasyonun birlikte kullanımı ile mikroorganizma sayısını 100 ila 1000 kat azaldığı gösterilmiştir (Ingle ve Zeldow 1958). Bununla birlikte, mekanik

hazırlık ve irrigasyonun birlikte kullanımı enfekte olmuş bir kök kanal sistemini tamamen dezenfekte etmemektedir (Siqueira ve ark 1999; Pataky ve ark 2002).

Son yıllarda kök kanalının temizlik ve şekillendirme işlemini kolaylaştırmak için NiTi döner ege sistemleri geliştirildi. Kullanım kolaylığı ve azaltılmış ege sayıları nedeniyle kullanımı artmıştır. Bununla birlikte, Spangberg (2001), ege sayısını azaltma ve eğerlerin apikal kısımlarının küçük boyutlarla sınırlandırılması, enfekte dişlerde temiz apikal alanlar üretmediğini belirtti.

2.3.1. Apikal daralım

Apikal daralım (sementodental birleşim) uzun süredir kök kanalının şekillendirilmesi ve kök kanal dolgusunun yapılmasının bitiş noktası olarak savunulmuştur (Simon 1994). Teoride, kanalın en dar kısmı ve pulpa dokusunun bittiği yer ve periodonsiyumun başladığı yerdir. Ricucci (1998) mekanik hazırlığın apikal daralıma kadar yapılmasını desteklemiştir. Apikal daralımın dışına çıkma yaranın iyileşmesini geciktirebilir ya da kök kanal tedavisinin sonucu üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir. Apikal daralım dışına taşan kanal içi medikament veya kök kanal dolgusu iltihaplanma ve yabancı cisim reaksiyonunu artırabilir. Ricucci ve Langeland (1998) apikal daralıma kadar yapılan mekanik şekillendirmenin ve kök kanal dolgusunun en iyi prognozu verdiğini göstermiştir. Wu ve ark. (2000) Ricucci ve Langeland'ın başlıca bulguları ile aynı fikirdeler. Bununla birlikte, apikal daralımın her zaman mevcut veya kolay bir şekilde tanımlanamayacağına dikkat etmek önemlidir (Dummer 1984).

2.3.1.1. Apikal daralımın şekli

Apikal daralım, birkaç yazar tarafından dikkatlice incelenmiştir. Hem Kuttler (1955) hem Mizutani ve ark. (1992) sementodental birleşimin şeklinde düzensizlikler gösterdiğini belirtmişler. Bu şekiller oval, uzun oval, şerit şeklinde veya yuvarlak olarak tanımlanmıştır. Drummer ve ark. (1984), apikal daralımın uzunlamasına yönde düzensiz olduğunu göstermiştir. Wu (2000) tarafından değerlendirilen dişlerdeki apikal daralımların %25'i uzun oval şekillere sahiptir. Aslında, veriler çoğu dişin sementodental birleşimin hiçbir zaman tamamen yuvarlak olmadığını ve oval olma eğiliminde olduğunu gösterdi. Mauger ve ark. (1998) göre yuvarlak bir apikal daralım yoktu. Literatürden apikal daralımın düzgün bir şekilde yuvarlak olmadığı, ancak genellikle oval veya düzensiz olduğu açıktır. Klinik olarak, apikal bölümün kök kanal

eğeleri ile iyice temizlenmesi gerekiyorsa, apikal daralmanın şeklinin en büyük çapı dikkate alınmalıdır.

2.3.2. Apikal daralmanın genişliği

Tablo 1’de apikal daralmanın genişliği ile ilgili literatürlerden derlenen ölçüler gösterilmiştir. Bu çalışmalar arasında kapsamlı olan çalışmalar vardır (Wu ve ark 2000; Kerekes ve Tronstad 1977). Diğer çalışmalar sınırlı bir yaş grubuyla veya örneklem büyüklüğü ile sınırlıdır. Bu bölgedeki anatomi çok karmaşık ve değişken olduğundan, çoğu çalışma kanalın bu bölgesinin gerçek yatay boyutlarını yansıtmamaktadır (Jou ve ark 2004). Apikal daralmanın şekli ve büyüklüğü hakkında daha ayrıntılı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tablo 1 : Diş köklerinin apikal çaplarının ölçümleri

	Kuttler 268 teeth 1955	Green 110 teeth 1956	Tronstad 220 teeth 1977	Kasahara 510 teeth 1990	Stein 111 teeth 1990	Sabala Review 1991	Tronstad Suggested 1991	Mizutani 90 teeth 1992	Miyashita 1085 teeth 1997	Gutmann Suggested 1997	Mauger 100 teeth 1998	Ghanai 40 teeth 1999	Wu 180 teeth 2000	Ponce 18 teeth 2003
Centrals	25-35		45	60	19	80	70-90	42		35-60			35	30
Laterals	25-35		60		19	80	60-80	37		25-40			45	30
Cuspids	25-35		45		19	80	50-70	38		30-50			35	35
1 st Bi's	25-35	20	50		19	60	35-90			25-40			40	
1 canal			70			60							30	
2 canals			20											
3 canals														
2 nd Bi's	25-35				19		35-90			25-40				
1 canal			70			80							40	
2 canals			35			45-60							30	
Molars	25-35				19									
MB root		25				45	35-60			25-40			45	
1 canal			60									30-40	20	
2 canals			40									25-35	20	
DB root		25	40			45	35-60			25-40		20-50	25	
Pal root		35	40			60	80-100			25-40		40-55	35	

MANDIBULAR APICAL CONSTRICTION DIAMETERS

	Kuttler	Green	Tronstad	Kasahara	Stein	Sabala	Tronstad	Mizutani	Miyashita	Gutmann	Mauger	Ghanai	Wu	Ponce
Centrals	25-35		70		19	60	35-70		40	25-40	50		40	
Laterals	25-35		70		19	60	35-70		40	25-40	50		40	
Cuspids	25-35		70		19	80	50-70			30-50			50	
1 st Bi's	25-35		35				35-70			30-50				
1 canal					19	80							35	
2 canals						45-60							25	
2 nd Bi's	25-35		40				35-70			30-50				
1 canal					19	80							35	
2 canals						45-60							25	
Molars	25-35													
M root		25	60		19	45	35-45			25-40			40	
D root		30	60			60	40-80			25-40			50	

Data are presented as 80 Æ size.

2.3.3. Apikal kısmın mekanik hazırlığı

Kök kanal sisteminin apikal kısmı, potansiyel olarak periradiküler inflamasyona neden olabilecek mikroorganizmaları barındırabilir ve bu nedenle, bölgedeki mikroorganizma ve artıklarını uzaklaştırmak, enfekte olmuş kök kanalı sistemlerinin tedavisinde önemlidir (Sjögren ve ark 1990). Nair ve ark. (1990) uzun süreli tedaviden sonra bile, apikal bölgedeki mikrofloranın kök kanal tedavisinin başarısızlıklarında önemli bir rol oynayabildiğini bildirmişlerdir. Kök kanalını şekillendirirken enfekte olmuş dentin dokusunun çıkarılması gerekir.

Weine (1972) Kök kanalının apikal kısmını, apikal daralıma ulaşan ilk eğenin üç boyut büyüğü olan eğe ile şekillendirmeyi savunmuştur. Ancak diğer yazarlar (Jou ve ark 2004; Wu ve ark 2002; Levin ve Liu 1999), apikal daralıma ulaşan ilk eğenin üç boyut büyüğü ile şekillendirmenin kök kanaldaki dentin kanallarını yeterince kaldırabileceğinin şüpheli olduğu sonucuna varmışlardır. Buchanan (2000; 2001) kendi klinik görüşlerine dayanarak minimal apikal hazırlığı (örneğin, # 20 veya # 25) savunmuştur.

Sequeira (1997) ve Wu (1995) apikal şekillendirme sırasında bakteri azalması olmasına rağmen tam temizliğin mümkün olmadığını ortaya koymuştur. Tan ve Messer (2002), el ile döner eğe sistemlerini karşılaştırırken apikal şekillendirme için özel kriterler kullandılar. Elde edilen sonuçlar apikal kanal boşluğunu temizlemede hiçbir tekniğin tamamen etkili olmadığı sonucuna varmıştır. Kanalı apikalindeki mikroorganizma ve artıklarının azaltılmasında daha büyük eğe ile şekillendirmenin yararlı olduğu sonucuna varmışlardır. Son zamanlarda Usman ve ark. (Usman 2004), daha büyük eğelerin, kanalın apikal üçte birlik kısmını daha küçük eğe boyutundan daha iyi temizlediğini göstermiştir. Yukarıdaki çalışmalar birlikte ele alındığında hemen hemen tümü, daha büyük eğe apikal şekillendirmenin , küçük eğe ile apikal şekillendirmeye kıyasla, kalan bakterilerde ve dentinal kalıntılarda daha büyük bir azalma sağladığı konusunda güçlü bir fikir birliği sağlar. Her ne kadar bakteriler dentinal tübüllerde yaşayabilir olsa da uygun şekillendirme ve yeterli irrigasyon kanaldaki ve dentinal tübüllerdeki bakterileri önemli ölçüde azaltır (Weiger ve ark 2002; Ostravik ve ark1991).

2.4. Kök kanallarını şekillendirme yöntemleri

Kök kanalını şekillendirme yöntemlerini uygulamadaki farklılıklarından dolayı, apikalden kuronale doğru uygulanan ve kuronalden apikale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri olmak üzere iki gruba ayırabiliriz (Bier ve ark 2009).

2.4.1. Apikalden kuronale uygulanan şekillendirme yöntemleri

2.4.1.1. Standart genişletme yöntemi

Bu yöntemde ilk olarak çalışma uzunluğu belirlenir. Kök kanallarının genişletilmesi, çalışma uzunluğunda yapılır. K tipi kanal eğeleri kullanılarak apikal bölümün şekillendirilmesi sağlanır. Bu genişletme yönteminde enine kesitte yuvarlak bir

preparasyon sağlanmaktadır. Genişletmenin hangi numarada bitirileceğini hakkında bir bilgi yoktur.

2.4.1.2. Step back yöntemi

Bu yöntem ilk defa 1969 yılında Clem tarafından bulunmuş, 1970 yılında Weine tarafından geliştirilmiş ve 1979'da Mullaney tarafından modifiye edilmiştir. Özellikle eğri kanallarda gutta perka ile kanalın doldurulması gerektiğinde bu yöntem uygulanabilir.

İşlemler apikal daralımda sıkışan en küçük kanal eğesi ile başlar. Buna başlangıç kanal eğesi (İAF: İnitial apical file) denir. Kanalın çalışma uzunluğu elektronik apeks bulucu veya radyografiklerle belirlendikten sonra kanallar en az üç büyük kanal eğesine kadar genişletilir. Bu aşamada kullanılan İAF'tan sonraki üçüncü kanal eğesine Ana apikal ege (MAF: Master apical file) denir. Bu aşamada ege en fazla 45 derece döndürülerek çevresel eğeleme yapılır ve bu şekilde apikal bölgenin dentin talaşlarıyla tıkanmasının, zip veya dirsek oluşumunun önüne geçilir. Her ege değişiminde kök kanalları mutlaka irrigasyon solüsyonuyla yıkanmalıdır. Bu aşamaya kadar uygulama geleneksel uygulamalara benzer. MAF'tan sonra kullanılan her kanal eğesi çalışma uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde kuronale doğru şekillendirme yapılır. Kök kanalı apikal derinliğe kadar 25 numaralı kanal eğesi ile prepare edilmişse (MAF 25 numara ise), 30 numaralı kanal eğesi ile 25 numaralı kanal eğesinin çalışma uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde yerleştirilir. 30 numaralı kanal eğesi ile rahatça çalışmaya başlandığında 25 numaralı kanal eğesi ile tekrar kök kanalına girilip kanalda basamak kalmayınca kadar çalışılır. Buna 'rekapitülasyon' denir. Bu işlem MAF'tan sonraki üç kanal eğesine kadar devam eder. Alet kullanımları arasında dentin talaşlarının apikalden taşırılmaması için bolca irrigasyon yapılır (Alaçam 2012).

Bu yöntemin sağladığı yararlar;

- Basamak oluşturma ve perforasyon olasılığı azalır.
- Düzensiz şekilli kök kanallarında düzgün bir şekillendirme elde edilir.
- Kök kanalında daha başarılı bir şekillendirilme sağlanır.
- Klinik uygulama süresi kısalmır.

- Şekillendirilme dar olan apikal bölümden kuronale doğru açısı fazlalaştırıldığından gutta perka ile yapılan kök kanal dolgusuna uygun bir alan sağlanır (Alaçam 2012).

Şekillendirme sonucunda apikalde son kullanılan kanal eğesinin apikal ölçüsüyle eş bir konik şekil oluşur. Ege kullanımında milimetrik ölçümler önem taşır. Step back yönteminde esnek modifiye uçlu kanal eğeleri kullanılsa bile hafif bir zip veya dirsek oluşumu gözlenebilmektedir. Bu durumu önlemek için balanslı kuvvet yöntemi ile birlikte kullanılması önerilmektedir. Bu modifiye yöntemde 15-20 numaralı kanal eğeleri step back yöntemiyle 25-30 numaralı kanal eğeleri balanslı kuvvet yöntemiyle uygulanır. Bu yöntemle geleneksel yöntem, balanslı kuvvet ve kanal master genişletme yöntemlerine göre daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (Schafer ve Tepel 1996).

Pasif step back yöntemi;

Bu yöntemle hem el eğeleri, hem de GG veya peeso frezleri kullanılarak apikal preparasyonundan önce kuronal kanal genişletmesi elde edilmektedir.

İşlemler;

- Pulpa odası tavanı kaldırıldıktan sonra kanal ağızlarına düz bir giriş elde edilerek çalışma uzunluğu belirlenir.
- 15 numaralı k tipi el eğesiyle kayma yolu sağlandıktan sonra kök kanalı 20 veya 40 numaralı k tipi el eğeleri ile sıkışma olmadan pasif olarak genişletilir.
- 2 ve 3 numaralı GG frezleri hafif basınçla aşağı - yukarı hareketle uygulanır.
- Çalışma uzunluğunun belirlenmesinden sonra tekrar 2 numaralı GG frezi kullanılır ve kök kanalının kuronal bölümünün genişletilmesi ve daha ileri şekillendirme için 3 numaralı GG frezi kullanılır.
- Kök kanalı 15-40 numaralı kanal eğeleriyle ilerleyen şekilde daha kısa olacak şekilde şekillendirilir. Dar ve eğri kök kanalları apikalde 25-30 numaranın ötesinde şekillendirilmemelidir. Pasif step back tekniğinde kuvvet uygulamadan apikalden kuronale doğru tedrici olarak şekillendirme sağlanır (Torabinejad 1994).

2.4.1.3. Balanslı kuvvet uygulanma yöntemi

Bu yöntem eğri kök kanallarında kanalların preparasyonu için Roane ve ark. (1985) tarafından geliştirilmiştir. Bu teknikle, kurvatürün olumsuz etkisinin ortadan kaldırılıp daha büyük kanal eğelerinin kullanılabilmesi için saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde küçük hareketlerle şekillendirilme yapılır.

Kök kanalında sıkışan ilk kanal eğesi saat kurma hareketi ve hafif baskı ile uygulanır. Eğe hafif bir apikal baskı ile kök kanal duvarları arasında sıkışmaya kadar ilerletilir ve kanal eğesi 60° - 90° saat yönünde döndürülür. Sonrasında dentini aşındırmak için kanal eğesi saat yönünün tersine 120° - 180° açıyla apikal yönde ilerletilir. Son olarak kanal eğesinin saat yönünde çevrilerek çıkartılmasıyla debris dışarı çıkarılır.

Bu yöntemle eğri kök kanallarında iyi bir preparasyon yapılabilmesine karşın, preparasyonlar çok geniş olmakta ve kanal eğeleri kırılmaya yatkındır (Calhoun ve Montgomery 1988; Fava 1983). Bu yöntemin sorunsuz uygulanması düşüncesiyle modifiye parabolik uç bölgesi olan Flex-R adı verilen bir kanal eğesi geliştirilmiştir (Alaçam 2012).

2.4.1.4. İlerleyen şekilde genişletme yöntemi (Progressive enlargement)

Uygulamalar step back yöntemine benzemektedir. Üç aşamalı olarak uygulanır. Apikal preparasyon, ilerleyen eğeleme ve kuronal 2/3 kök bölgesinin eğelenmesini içerir. Çalışma uzunluğu belirlenmesinin ardından, bu uzunluktan 3/4 eksik olacak şekilde K-tipi kanal eğeleriyle MAF'a kadar şekillendirme yapılır.

2 ve 3 numaralı GG frezleriyle kanal kurvatürüne kadar girilerek kanal duvarları prepare edilir. Dentin yüzeyinde basamak oluşumu önlenmesi amacıyla GG frezleriyle şekillendirme yapılır. Ardında 10 ve 15 numaralı K tipi kanal eğeleriyle kayma yolu oluşturulur. Ardından kullanılan MAF'tan dört büyük numaralı kanal eğesine kadar preparasyon devam edilir. Her bir büyük numara kanal eğesi bir önceki eğeden, çalışma uzunluğundan 0.5 mm kısa olacak biçimde kullanılarak şekillendirme yapılır.

Son olarak kuronal 2/3'te yer alan kanal duvarı en son kullanılan eğe ile aynı numaradaki H tipi kanal eğesi ile prepare edilerek işlem tamamlanır (Alaçam 2012).

2.4.2. Kuronalden apikale doğru uygulanan genişletme yöntemleri

2.4.2.1. Step down yöntemi

Bu yöntem Goering ve ark. (1982) tarafından azı kök kanallarında apikal kısmın şekillendirilmesinin kolaylaştırılması amacıyla geliştirilmiştir. İşlemlere kuronalden başlanması enfekte dokular ve mikroorganizmaların periapikal dokulara taşmasını engeller. Bu sistemde öncelikli kuronal bölümün genişletilmesi kullanılan kanal eğelerinin apikalde daha rahat hareket etmesini ve irrigasyonun daha etkili olmasını sağlar. Genişletme üç aşamalı olarak yapılır; kuronal bölümün şekillendirilmesi, radiküler hazırlık ve apikal bölümün şekillendirilmesi.

Kanallara düz girişi sağlayacak şekilde giriş kavitesinden sonra boşaltılan kök kanallarına 15, 20 ve 25 numaralı H tipi kanal eğeleri ile kanal duvarlarında bir dirençle karşılaşmaya kadar girilip eğeleme yapılır. Direnç hissedilen bölge genellikle kökün orta ve apikal bölümlerinin birleştiği bölümdür.

Eğelemede her bir büyük numaralı kanal eğesi ile bir öncekinden 0,5 mm kısa olmak üzere furkasyon bölgesine karşıt yöndeki kanal duvarı şekillendirilir. Basamak oluşumunun önlenmesi amacıyla her eğelemenin ardından bir küçük numaralı bir K tipi kanal eğesi ile kanal duvarları yeniden düzeltilir.

H tipi kanal eğeleriyle kök kanal hazırlığı sonrası GG tipi frezlerle kanala girilerek 2 numaradan başlamak üzere , kanal genişliğine göre 4 numaralı freze kadar kanal duvarları şekillendirilir. Apikal yönde basınçla karşılaşmaya kadar yerleştirilen ve düşük devirde çalıştırılan frezlerle furkasyon bölgesine karşıt yöndeki dentin şekillendirilir. Bu sırada perforasyonla da sonuçlanabilecek aşırı şekillendirilmeden kaçınılması önemlidir. Yöntemde ana düşünce olarak radiküler hazırlıkta kanalın kuronun 2/3'lük bölümünde bulunan düzensizlikler giderilmekte ve kurvatür eğimi azaltılarak apikale yaklaşım daha kolay olmaktadır.

Apikal şekillendirme apikal daralıma kadar 15 ve 20 numaralı kanal eğeleriyle girilerek yapılır. 25 numaradan başlayarak her bir büyük numaralı kanal eğesiyle bir öncekinden 0,5 mm daha kısa olmak üzere apikal 1/3'lük alanda kök kanal hazırlığı tamamlanır.

Tekniğin olası yetersizlikleri özellikle dar kanallarda basamak oluşumu, apikal

tıkanma ve perforasyondur (McCann ve ark 1994). Bununla beraber bu güçlükler kanal eğesinin dikkatli kullanımı ve küçük kanal eğeleriyle sık olarak yapılan tekrarlayan uygulamalarla ortadan kaldırılabilmektedir.

2.4.2.2. Double flared yöntem (Fava)

1983 yılında Fava tarafından bulunmuştur. Basınçsız Crown-down ve Step-back yöntemlerinin bir kombinasyonudur.

Çalışma uzunluğunun belirlenmesinin ardından ilk olarak kanal ağızları şekillendirilir. Kuralal 1/3'lük 2 nolu GG frezi ile şekillendirme yapılır. Orta 1/3'lük bölümün şekillendirmesine ise 80 nolu kanal eğesi ile başlanır. Kanal eğesinin numarası küçültülerek ve çalışma uzunluğu 1 mm arttırılarak apikal 1/3'lük kısma kadar inilir. Apikal 1/3'lük kısmın şekillendirilmesi 45, 40, 35, 30 nolu kanal eğeleri ile çalışma uzunluğu 1 mm arttırılarak yapılır. Son olarak da Step-back yöntemiyle şekillendirme işlemi yapılır. Bu yöntemde kuralalden apikale doğru şekillendirme yapılarak inilmekte, apikalden kuralale doğru ise Step-back yöntemi ile şekillendirme tamamlanmaktadır. Bu sebepten dolayı diğer yöntemlere göre daha fazla zaman almaktadır (Fava 1983).

2.4.2.3. Basınçsız Crown-down yöntemi

Bu şekillendirme yönteminde amaç kök kanalındaki enfekte dentin talaşlarının apikal bölgeye itilerek enfeksiyon oluşturma riskini azaltmaktır. Bunun için kuralal ve apikal yönde basınçsız bir şekilde çalışılır. Bu şekillendirme yönteminde K tipi kanal eğeleri kullanılır. Apikale geçiş sırasında basamak oluşturma riskinin yüksek olduğu bu şekillendirme yönteminde, GG frezlerin kullanımıyla furkasyon bölgesinde lateral perforasyon oluşturma tehlikesi vardır (Schafer ve Tepel 1996).

2.4.2.4. Canal master yöntemi

Bu yöntem Wildey ve Senia tarafından 1989'da yayınlanmıştır. Yöntemde kullanılması amacıyla 'Canal master' (şekil 1) adı verilen ve kesici olmayan uç bölümü, kısa bir kesici baş bölümü, esnek bir gövde bölümünden oluşan özel aletler geliştirilmiştir.



Şekil 1: Canal Master

Elle ya da turla uygulanmak üzere iki şekilde üretilen bu aletler birlikte kullanılmaktadır. Aynı amaçla Felxogate (şekil 2) aletinden de yararlanılabilir.



Şekil 2: Felxogate

Düz kanallarda çalışma uzunluğunun 3 mm eksiğine kadar turla çalışan tipte 90 numaralı kanal eğesi ile kanalın kuronal bölümü şekillendirilir. Ardından elle kullanılan tiplerdeki eğelere geçilip sırasıyla 80 numara ile çalışma uzunluğundan 2 mm eksiğine, 70 numara ile 1 mm eksiğine kadar olan derinliğe inilir. 60 numaralı kanal eğesiyle ise çalışma uzunluğuna ulaşana kadar ilerlenir. Aletin uç bölümündeki 1mm'lik kesici olmayan bölüm apikalde hatalı genişletmeleri önler.

Eğri kanallarda (örneğin 25° kök eğimi olan kanalda) uygulama benzer olmakla birlikte çalışma uzunluğunun ölçülmesinden sonra bu kez 80 numaralı turla kullanılan aletle kanalda engelle karşılaşılan derinliğe doğru inilir ve işlemlere geçilir. Burası genellikle kurvatürün başladığı noktaya 2 mm'lik mesafededir. Kuronal şekillendirmenin ardından elle kullanılan eğe grubuna geçilir. Eğri kanallarda düz kanallardan farklı olarak küçük kanal eğesinden büyük kanal eğesine doğru ve apikalden kuronale doğru ilerlenir. 50 numaralı kanal eğesi çalışma uzunluğuna kadar girilip mekanik hazırlığa başlanır.

Bundan sonra her biri bir öncekinden 1 mm kısa olmak üzere 55, 60, 70 numaralı el eğeleri ile kanala girilip şekillendirme tamamlanır.

Araştırmacılar özellikle eğri kanallarda özel aletlerin kullanımının ve tekniğin aşırı şekillendirme ve transportasyon risklerini azaltacağını bildirmişlerdir (Alaçam 2012).

2.4.2.5. Antikurvatür eğeleme tekniği

Eğri kök kanallarında kanal duvarında daha az tehlikeyle karşılaşılması amacıyla Abou-Rass ve arkadaşları (1980) tarafından geliştirilen bir eğeleme yöntemidir. Bu yöntem eğri kök kanallarında kurvatüre bağlı olarak kök kanal duvarı ile sement arasındaki dentinin kökün her bölgesinde aynı kalınlıkta olmadığı düşüncesiyle önerilmiştir. Yöntem, özellikle dar ve eğri köklerde strip perforasyon riskini azaltmaktadır. Uygulamada preoperatif radyografide öncelikle tehlikeli alan, yani dentin kalınlığı az olan ve strip tipte perforasyon oluşabilecek bölge belirlenir.

Kanal eğesinin rahat kullanılması eğe üzerinde oluşan torkun en aza indirilmesi amacıyla öncelikle kanal ağzları 1 veya 2 numaralı peeso frezleriyle şekillendirilir ve şekillendirme öncesi eğe eğimlendirilir. Bu yöntemdeki temel yaklaşım, eğeleme işleminde giderek büyüyen numaralarla tehlikeli alandan yani ince dentin bölgesinden uzaklaşıp dentinin daha kalın olduğu bölümün mekanik hazırlık işleminin yapılmasıdır. Şekillendirmenin kontrollü olabilmesi için dairesel eğeleme yapılmaması ve mekanik hazırlığın şeklinin kontrol edilmesi önerilmiştir (Alaçam 2012).

2.5. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletler

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan aletleri üç grupta inceleyebiliriz:

- Grup 1: Tirnerf, H tipi, K tipi kanal eğeleri ve reamerlar gibi el ile kullanılan aletler bu grupta yer alır ve kök kanal sistemini temizleme ve şekillendirmede en sık kullanılan kanal aletleridir. Geleneksel olarak paslanmaz çelik yuvarlak ya da kare kesitli telin tornalanması veya burkulmasıyla .02 ISO standart koniklik açısı ile üretilirler. Paslanmaz çelik eğeler için her mm'ye düşen yiv sayısı üretici firmaya göre değişkenlik gösterir. Eğeleme sırasında aletlerin kesme etkinliğini, aletin uzun aksına dik olan kesici kenarlar belirler.

- Grup 2: Tam turla çalışan başlıkla kullanılan GG ve Peeso aletleri bu gruptadır. Kanal ağızlarının ve kural 1/3 lük kısmın şekillendirilmesi, post yuvası açılması için kullanılırlar.
- Grup 3: Grup 1'deki aletlere benzer aletlerin motorla kullanılan tipleridir. NiTi döner ege sistemleri bu grupta yer almaktadır.

2.5.1. NiTi kanal eğeleri

NiTi alaşımı; ısı, elektromanyetik alan ve fiziksel kuvvet gibi etkenlerle şeklinin değişmesine rağmen, etken ortadan kalkınca orijinal şekline geri dönen, şekil hafızalı alaşımlardandır. NiTi alaşımı, ABD Denizcilik Mühendisi Laboratuvarında 1963 yılında ABD uzay programı için geliştirildi ve "Nitinol" adı verildi (Auricchio ve ark. 1997). Diş hekimliğinde, 1971 yılında Andreasen ve Hilleman tarafından düşük elastikiyet modülü, şekil hafızası etkisi ve süper esnekliği nedeniyle ortodontik tellerin imalatında ilk kez kullanıldı. Endodontide ilk olarak Civjan ve ark. (1975) kanal eğelerinin NiTi alaşımından imal edilmesini kavramsallaştırmada rol oynadı. Daha sonra, Walia ve ark. (1988) ortodontik tel işlenerek yapılan el tipi NiTi kanal eğelerini tanıttı. Daha sonra, NiTi kanal eğelerinin üretimindeki teknolojik gelişmeler, aktif parçanın yapılandırılmasında belirgin değişiklikler, heliksel aç ve kesme açısındaki değişiklikler, aynı enstrüman içindeki koniklik açısındaki farklılıklar ve işleme sürecindeki değişiklikler farklı kanal eğelerinin üretilmelerini sağladı.

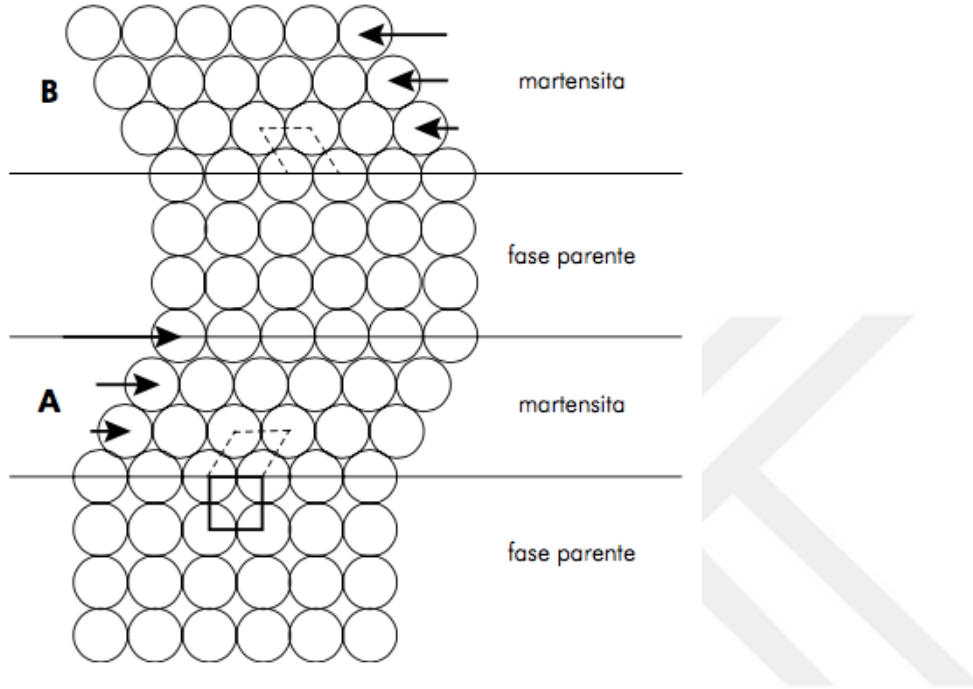
Uzun yıllar boyunca, bu enstrümanlar yalnızca geleneksel işleme yöntemleriyle üretildi. Kanal eğeleri üzerindeki değişiklikler esas olarak enine kesitin tasarımında, kesme yüzeylerinin aktif kısım boyunca düzenlenmesi ve radyal yüzeylerinde oldu. Temel amaç, kanal eğesinin kesme özelliklerini iyileştirmek ve özellikle kırılma riskini azaltmaktır. 1999'dan bu yana sunulan NiTi alaşım işlemleri, bu cihazların klinik davranışlarını değiştirmekten sorumlu ana faktördü. Şu anda, farklı işlem görmüş NiTi alaşımları ile üretilmiş, hem süper elastik hem de şekil hafızası özelliklerine sahip, dönme veya resiprok hareket, merkezsel veya eksantrik hareket kullanılarak 160'tan fazla otomatik ege sistemi mevcuttur.

2.5.1.1. NiTi eğelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri

Çoğu metalik malzeme, belirli sınırlar dahilinde, meydana gelen deformasyonun uygulanan kuvvetle doğrudan orantılı olduğu elastik bir davranış sergiler. Bu ilişki Hooke'un Yasası olarak bilinir. Uygulanan kuvvet belirli bir limiti aşarsa malzemede kalıcı deformasyona neden olur (plastik deformasyon). Hooke Kanunu'na göre, çoğu metal alaşımları elastik sınırlarının ötesinde % 0,1 veya 0,2'ye kadar elastik olarak deforme olabilir. Bu sınırın üstünde, dayanım noktası olarak bilinen herhangi bir deformasyon kalıcı olacaktır. Bununla birlikte, NiTi alaşımları, herhangi bir artık deformasyon göstermeden dayanım noktalarının ötesinde % 8'e kadar deforme olabilir (Thompson 2000; Tosuka ve Wayman 1998). Süper esneklik veya sahte plastik, bu nedenle bazı malzemelerin orijinal şekillerini sonradan geri kazanma kabiliyeti olarak tanımlanabilir (Nasser ve Guo 2006)

NiTi alaşımlar farklı iki kristal yapı sergilerler. Bu yapılar mekanik gerilmelere ve sıcaklığa bağlı olarak değişir. Bunlar yüksek sıcaklık fazındaki 'ostenit' ve düşük sıcaklık fazındaki 'martensit' yapılarıdır. NiTi alaşımların kristal yapısı yüksek sıcaklık derecelerinde (100°C) kararlı, gövdesel merkezli kübik kafes şeklindedir. Bu yapı ostenit faz (ana faz) olarak adlandırılır. Metal martensite fazında iken istenildiği şekilde bükülebilir sonrasında eski şeklini almaz. Metal östenit fazında iken atomlar yoğun ve düzenli şekilde sıralanmıştır. Bu ultrastrüktürel yapı metale hafıza özelliğini kazandırır. Özetle NiTi faz değiştirme ve bu esnasında verilen şekli muhafaza etmesi şekil hafızası özelliğini oluşturur. NiTi alaşımı kritik değişim sıcaklık noktasına kadar soğutulduğu zaman kristal yapıda değişiklik meydana gelir. Bu da martensitik formasyon olarak adlandırılır. Metalin kök kanal tedavisi sırasında maruz kaldığı gibi gerilim uygulanması ile ostenit fazdan martensitik faza dönüşüm sağlanabilir. Thompson'a (2000) göre, NiTi alaşımlarının özel özellikleri katı hal faz değişimi (martensitik dönüşüm) ile ilişkilidir. Martensitik dönüşüm, stresin uygulanması veya atomların bir kayma-tipi mekanizma ile koordineli bir şekilde hareket ettiği ve matrisin kimyasal bileşiminde hiçbir değişiklik olmadan yeni, daha kararlı bir kristal yapıya yeniden düzenlenmiş olduğu bir sıcaklık düşüşü ile indüklenir. Bu dönüşüm, östenit (ana faz) ve martensit arasında gerçekleşir. Martensitik dönüşüme maruz kalan bir malzeme belirli bir sıcaklığın altına soğutulduğunda, dönüşüm (Şekil 3'de gösterildiği gibi) bir kesme mekanizması ile başlatılır. A ve B'deki martensitik bölgeler aynı kristal yapıya sahiptir, ancak kristallerin

uzamsal yönelimleri farklıdır (Otsuka ve Wayman 1998). Metalin soğutulmasından kaynaklanan Martensitik dönüşümde formda herhangi bir değişiklik yoktur.(Otsuka ve Ren 2005) Eğer martensitik fazda iken malzeme ısıtılırsa martensit dengesiz hale gelir ve geri dönüşüm oluşur. Böylece martensit östenit fazına geri döner.



Şekil 3: Martensitik değişimin basitleştirilmiş modeli

Bir diğer önemli nokta, alaşımın martensit-ostenit dönüşüm sıcaklığının üstünde ısıtıldığında, alaşımın kimyasal bileşimine göre değişen bir sıcaklıkta, alaşımın orijinal şeklini tamamen geri kazanma kabiliyeti olan şekil hafızası etkisidir. Süper elastikiyet ve şekil hafızası sergileyen çeşitli metal alaşımları arasında nikel-titanyum, titanyum oksit yüzey kaplaması nedeniyle en iyi biyouyumluluk ve korozyon direncine sahiptir (Otsuka ve Wayman 1998). NiTi alaşımlarının süper elastikiyeti, uygun bir sıcaklıkta yükleme ve boşaltma işlemine maruz kaldığında önemli miktarda geri kazanılabilir deformasyon (% 15'e kadar) ile ilişkilidir. Süper elastikiyette dönüşümün itici gücü mekaniktir, oysa şekil hafıza kabiliyetinde hem termal hem de mekanik işlemler söz konusudur (Miyazaki ve ark 1989).

Kök kanallarının irrigasyonunda kullanılan solüsyonlar, yüzeyde poroziteye ve korozyona sebep olmaktadır bu durum eğelerin kesme etkinliğini olumsuz etkilemektedir. Bergholtz (2010) yaptığı çalışmada NiTi kök kanal eğelerinin gövdesinin NaOCl'e 30-

60 dakikadan daha az maruz kalmasının kök kanal eğesinin kesme etkinliğinde ve korozyon özelliğinde değişim oluşturmadığını bildirmiştir. Stokes ve ark. (1999) NiTi ve paslanmaz çelik kanal eğeleri %5.25'lik NaOCl solüsyonuna bekletip korozyon açısından karşılaştırdıkları çalışmada her iki grupta istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir.

Sterilizasyon ısısının, kök kanal eğelerini olumlu veya olumsuz olarak etkileyebileceği düşünülmektedir. NiTi alaşımlarının bir kaç defa sterilize edildiği çalışmada, NiTi alaşımların yüzeyleri spektroskop ile incelenmiş ve 21 psi ve 120⁰C'de otoklavda yapılan sterilizasyonun alaşım yüzeyindeki oksijen, nikel , karbon, titanyum konsantrasyonlarında değişime sebep olduğu bildirilmiştir. Alaşım yüzeyinde meydana gelen bu değişimin kanal eğelerinin kesme kapasitesini azalttığını belirtmişlerdir (Shabalovskaya ve anderegg 1995). Parashos ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada NiTi kök kanal eğelerinin kırılmasında sterilizasyon işleminin etkili olmadığını belirtmişlerdir. Mize ve ark. (1998) yaptıkları bir çalışmada sterilizasyonun NiTi kanal eğelerinin 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 paslanmaz çelik eğeler beş kez steril edildikten sonra kesme etkinliğinde bir değişiklik olmazken, NiTi eğeler bir kez steril edildikten sonra bile kesme etkinliğinde azalma olduğu bildirilmiştir (Rapisarde 1999).

Paslanmaz çelik kök kanal eğeleri ve NiTi kök kanal eğelerini karşılaştıran çalışmalarda paslanmaz çelik kök kanal eğelerin kesme etkinliği açısından daha üstün olduğu bildirilmiştir (Küçükay 2004). Buna rağmen Kazemi ve ark. (1996) çalışmalarında NiTi kök kanal eğelerinin dentin kesme etkinliğinin paslanmaz çelik kök kanal eğelerine göre daha başarılı ya da benzer etkinlikte olduğunu belirtmişlerdir.

Glossen ve ark. (1995) yaptıkları çalışmada NiTi kanal eğeleri ile kök kanal preperasyonu yapılırken, apikal foramenin pozisyonunun değişmediğini ve kanal anatomisinin bozulmadığını bildirmişler ve bu durumun NiTi alaşımın düşük kesme etkinliği , metalürjik özelliği ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Esposito ve Cunningham'ın (1995) yaptıkları çalışmada ise NiTi kök kanal eğelerinin dentin yüzeyindeki dengeli kesme ve homojen şekillendirmeyi NiTi eğelerin esnekliğinin

sağladığını bildirmişlerdir.

NiTi dört özelliği ile diğer alaşımlardan ayrılır.

1. Küçük 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, belirgin bir kuvvet değişikliği olmaksızın geri dönüşümlü olarak şekil değiştirmesidir (Çalışkan 2006). NiTi kanal eğeleri süper elastisite özelliklerinden dolayı, eğri kök kanallarında, paslanmaz çelik kanal eğelerine göre daha çok tercih edilir hale gelmişlerdir. Çalışmalarda NiTi kanal eğelerinin apikal alanda daha az transportasyona sebep olduğu belirtilmiştir (Küçükay 2004).

NiTi kanal eğelerinin esneklik ve yüksek dayanıklılık özelliklerine rağmen klinik uygulamalarda aniden kırılabilirdiği bildirilmiştir (Shen ve ark 2004; Sattapan ve ark 2000). Genellikle döner ege sistemleriyle kullanılan aletler flexural (eğilme) ve torsiyonel (döngüsel) olmak üzere iki tipte kırılabilir (Sattapan ve ark 2000; Peters ve Barbakow 2002; Ullman ve Peters 2005). Flexural kırılma periyodik yüklenmenin metal yorgunluğuna neden olduğu durumlarda oluşur. Döngüsel kırılma ise , kök kanal aletinin ucu kanal içinde sıkışıp sap kısmı dönmeye devam ettiği durumlarda görülür. NiTi eğeler kırılmadan önce yüzlerce bükülme döngüsüne dayanabilirler (Ullmann ve Peters 2005; Haikel ve ark 1999; Li ve ark 2002; Pruett ve ark 1997; Yared ve ark 1999). Fakat endodontik uygulamalarda çok az döngüden sonra bile kırılma ihtimalleri vardır.

Kök kanal eğelerinin preparasyon sırasında aniden kırılmasına neden olan en önemli faktör kök kanal eğimlerine bağlı devamlı döngüsel metal yorgunluğudur. Kök kanal eğesinin tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalması sonucu döngüsel yorgunluk meydana gelebilir. Kök kanal eğelerinin kırılmasında en önemli faktörün sıkışma-gerilme döngüsüne bağlı olarak oluşan döngüsel yorgunluğun artması

olabileceği bildirilmektedir. (Parashos ve Messer 2006).

NiTi kanal eğelerinin avantaj ve dezavantajları (Küçükay 2004; BouDagher ve Yared 1999; Buchanan 2001; Versumer ve ark 2002):

- a. Elastiklik modüllerinin paslanmaz çelik eğelere göre daha düşük olması
- b. Şekil hafızası özelliklerinin bulunması
- c. Kök kanal şekillendirme işlemi yaparken daha merkezde konumlanmaları
- d. Apikalde transportasyon, zip, perforasyon ve basamak oluşumu gibi hatalara daha az neden olmaları
- e. Şekillendirmeyi apikalden koronale doğru genişleyecek bir şekilde yapmaları
- f. Çalışma uzunluğunun kaybına daha az neden olmaları
- g. Kanalın tıkanmasına daha az neden olmaları
- h. Döner ege sistemleriyle birlikte kullanıldıklarında çalışma süresini en aza indirmesi
- i. Apikale taşırdıkları debris miktarının daha az olması
- j. Paslanmaz çelik eğelere göre kırılmaya daha fazla dirençli olmaları
- k. Pahalı olmaları ve üretimlerinin zor olması
- l. Döner ege sistemleriyle kullanıldıklarında belirti vermeden kırılabilmeleri.

2.5.2. NiTi döner ege sistemlerinin yüzey işlemlerine göre sınıflandırılması

2.5.2.1. Geleneksel (işlem görmemiş) döner ege sistemleri

Dr. John McSpadden tarafından .02 koniklik açısına sahip olan ilk NiTi döner eğeleri 1992 yılında tasarlandı. İki yıl sonra Dr. Johnson, ProFile .04 ve Profile .06 NiTi döner sistemlerini sunarak uzun süredir .02 koniklik açısı ile üretilen kök kanal eğelerinin üretim paradigmasını kırdı. ProFile döner sistem eğeleri, 1988 yılında Dr. Steve Senia tarafından tasarlanan Canal Master U sistemi paslanmaz çelik enstrümanlarına benzer radyal bir alana ve U şeklinde bir enine kesite sahipti. Ayrıca Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey, Dr. Steve Buchanan tarafından geliştirilen Greater Taper (GT) sistemi ile benzer kesite sahiptir. Daha sonra LightSpeed sistemi tanıtıldı. Bu sistemi diğerlerinden ayıran şey, uzun, esnek bir shaft ve kesici olmayan bir kılavuz ucu ile tek, kısa bir kesme uzunluğu (0.25-2mm) olmasıdır. Böylelikle kanalın kural ve orta 1/3'ü aşırı genişlemeye gerek kalmadan tek başına apikal bölgenin şekillenmesini sağlar. 1990'ların sonunda, Dr. John McSpadden, 10 farklı boyutta ve çapta eğerden oluşan Quantec NiTi döner sistemini tanıttı. Quantec'in evrimi, o sırada mevcut diğer sistemlerle ilgili önemli farklara sahip enstrümanlar içeren K3 sistemi ile temsil edildi (Shen ve Haapasalo 2008). 2001'de, aynı eğin kesme bıçakları boyunca değişen ve ilerlemeli baskı bantları içeren ProTaper döner ege sistemi (Dentsply Sirona, York, PA, ABD) ile ege tasarımında yeni bir konsept ortaya konuldu. 2003 yılında Çoğu döner ege sisteminden farklı bir mekanik şekillendirme stratejisi öneren, tüm eğerlerin çalışma uzunluğunda şekillendirme yaptığı ve her eğin sonraki ege için kayma yolu oluşturduğu, S şeklinde bir kesit tasarımına sahip Mtwo döner ege sistemi (VDW, Münih, Almanya) geliştirildi (Ha ve ark 2016).

2.5.2.2. İşlem görmüş NiTi ege sistemleri

NiTi alaşımının süper esnekliğinin sağladığı avantajlara rağmen, alet kırığı hala klinik bir sorundur. NiTi döner eğerlerinin verimliliğini ve güvenliğini artırmak için olası stratejiler, imalat sürecinde iyileştirmeler veya üstün mekanik özellikler sağlayan yeni alaşımların kullanılmasını içerir (Gambarini ve ark 2011; Shen ve ark 2011).

Elektro kimyasal yüzey işleme ile üretilen sistemler

Elektropolishing (elektrokimyasal yüzey işleme) 1999 yılında FKG (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından 1999 yılında tanıtılmıştır. Üretim işleminden sonra eğerler bu

işlemden geçirilir. Bu işlem imalat işleminden kaynaklanan kusurları azaltırken kesme verimini ve yorulma direncini artırır (Anderson ve ark 2007; Gao ve ark 2012).

M wire ısısal işlem ile üretilen sistemler

2007 yılında, Tulsa Dental, eğeler işlenmeden önce çeşitli sıcaklıklarda benzersiz ısısal işlemlere tabi tutulan Nitinol 508'den oluşan, M-Wire olarak bilinen yeni bir NiTi alaşımı geliştirmiştir. Bu materyal, yalancı esnekliği korurken hem martensit hem de R fazlarını içerir. Geleneksel NiTi alaşımlarından üretilmiş eğelerle karşılaştırıldığında, M-Wire alaşımından yapılan aletler daha yüksek döngüsel yorulma direncine ve gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir.

Bu grubun örneklerinden biri 2013'te üretilen Protaper next döner ege sistemidir. Bu gruba bir diğer örnek Profile Vortex döner ege sistemidir.

R faz

2008 yılında Sybron Endo, üretim işleminin tamamlanmasından sonra özel bir ısısal işleme tabi tutulmuş bir dizi mekanik NiTi cihazı tanıttı. Bu işlem, alaşımın kristal yapısında, işlemeden kaynaklanan iç gerilmelerin bir kısmını barındırmanın yanı sıra, esnekliği ve dayanıklılığı artırmak için ek bir faz değişikliği yaratır. Yukarıda belirtildiği gibi, NiTi alaşımının bu fazı (R fazı) martensit ve östenit arasında bir ara fazdır. Bu faz martensitik dönüşüm sırasında ortaya çıkar. Bu grubun örnekleri Twisted File ve K3XF döner ege sistemleridir (Otsuka ve Wayman 1998).

CM ısısal işlem teknolojisi ile üretilen sistemler

2010 yılında, CM-Wire (kontrollü bellek) ısısal işlem teknolojisi ile üretilen eğeler DS Dental (Johnson City, TN, ABD) tarafından tanıtıldı. Nitinol SE508'in işlenmesinden sonra, bir ısıtma ve soğutma işlemi şekil hafızası üzerindeki alaşım kontrolü verir. Bu özellik eğelere daha fazla yorulma direnci ve esneklik sağlayarak daha merkezli bir kanal hazırlığına ve düşük transportasyon oranlarına katkıda bulunur (Pereira ve ark 2015; Kishore ve ark 2017; Pinheiro ve ark 2017). Bu eğeler aynı zamanda, alaşımın mekanik özelliklerini geliştiren geleneksel NiTi alaşımlarından (% 54 ila % 57) daha az nikel (% 52) içerir.

Son araştırmalar, Hyflex CM cihazlarının nihai östenit üretim sıcaklığının genel olarak yaklaşık 47 ° C civarında olduğunu göstermektedir; bu, oda sıcaklığında, cihazın, tamamen östenitik olan geleneksel NiTi cihazlarının aksine, R-faz, martensit ve östenitin bir bileşiği olabileceğini göstermektedir (Shen ve ark 2013; Pereira ve ark 2017) .

Sterilizasyon sonrası, orijinal fazına geri döner ve atılması gerektiğinin işareti olan deformasyon meydana gelinceye kadar tekrar tekrar kullanılabilir. Lehine bir başka kanıt CM ile işlem görmüş eğeler, daha düşük gerilme dayanımlarına sahip olmalarına rağmen (geleneksel NiTi'de 1091 MPa'ya karşın, 1415 MPa'ya karşılık) kırılma öncesi deformasyona dayanma kapasitelerinin (% 58.4 ila% 84.7) geleneksel olanlara göre (% 16.7 ila% 27.5) daha iyi olması bu cihazların üstün esnekliğini göstermektedir. Diğer çalışmalar, CM eğelerin geleneksel NiTi eğelere kıyasla % 300 dönme yorgunluğa karşı daha fazla direnç gösterdiğini onaylamaktadır (Shen ve ark 2013).

Blue-wire ile üretilen sistemler

2012 yılında, Dentsply Sirona, NiTi alaşımları için yeni bir ısıl işlem süreci başlattı; bu sayede, eğeler tekrar tekrar ısıl işlem görüp soğutuldu, bu da titanyum oksit tabakasının kalınlığına karşılık gelen bir yüzey rengiyle sonuçlandı.

The Vortex Blue (Dentsply Sirona), Squence rotary file ve X1 blue file (MK Life, Porto Alegre, RS, Brezilya), Reciproc Blue (VDW) sistemleri bu teknoloji kullanılarak üretilmektedir.

Gold-wire ile üretilen sistemler

ProTaper Gold, boyutları, konikliği ve kesiti dahil olmak üzere eğelerin morfolojisi bakımından ProTaper Universal sistemine benzer. Esnekliğini ve döngüsel yorulmaya karşı direncini artıran, kavisli kanalların daha merkezli bir hazırlanmasını sağlamaya yardımcı olan altın ısıl işlem ile ayırt edilir. Ek olarak, bağlantı sapı kök kanal sistemine klinik erişimi kolaylaştıran ProTaper Universal eğelerinden (11 mm) daha kısadır. NiTi Blue Wire alaşımında, titanyum oksit katmanının kalınlığı 60-80 nm'dir, oysa NiTi Gold alaşımında bu kalınlık 100-140 nm'dir.

EDM ile üretilen Sistemler

Coltene üretici firması 2016'da NiTi CM 495 alaşımından, mühendislikte yaygın olarak kullanılan aşındırma teknolojisi kullanılarak üretilen Hyflex EDM sistemini (Coltene / Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) tanıttı. EDM (elektriksel deşarj işlemesi), dielektrik bir akışkan varlığında kontrollü elektriksel deşarj kullanan elektriksel iletken malzemelerin imalatında kullanılan temassız bir termal erozyon işlemidir. Bu işlem metalin yüzeyini eritir metalin küçük kısımlarını kısmen buharlaştırır. Ardından cihaz, ultrasonik temizlemeden ve bir asit banyosundan önce veya sonra, 10 ila 5 saat boyunca 300 ila 600 ° C arasındaki sıcaklıklarda ısıtılma tabii tutulur. EDM üretim yöntemi, döngüsel yorulma direncini oda veya vücut sıcaklığında %700'den fazla artırarak, cihazın kırılma direncini optimize ediyor gibi görünmektedir (Iocona ve ark 2017; Arias ve ark 2018).

Max wire ile üretilen sistemler

Son zamanlarda, XP-endo ailesindeki aletlerin üretimi için MaxWire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex, FKG) olarak bilinen özel bir NiTi alaşımı geliştirildi: XP-endo finisher (XP-F), XP-endo finisher retreatment (XP-R) ve XP-endo Shaper (XP-S).

Alaşım işleminin bir sonucu olarak, 35 ° C'ye eşit veya daha yüksek sıcaklıklarda, martensitikten östenitik faza kayar. Bu durum eğeye, eksantirik dönme hareketi sırasında yarı dairesel bir şekil verir. Böylece, XP-endo eğeleri kök kanal sisteminin morfolojisine uyum sağlayabilir, çalışma uzunluğu boyunca ilerledikçe genişleyebilir veya daralabilir.

2.6. Çalışmamızda kullanılan NiTi sistemler

2.6.1. Mani flare NiTi el eğesi

Mani Flare eğeleri, endodontik prosedürlerde kök kanalını şekillendirmek için kullanılan NiTi el eğeleridir. Mani tarafından NiTi eğeleri .05 koniklik açısına ve üçgen bir kesite sahiptir. Bu eğeler, esneklik, keskinlik ve verimlilik gibi istenen fiziksel özellikleri sağlayan patentli ısı işleminden geçirilir. Bu NiTi eğeler kavisli kanallar için çok etkilidir. Mani Flare eğeleri, kök kanalının geleneksel geri dönüş hazırlıklarına kıyasla ihtiyaç duyulan eğe sayısını azaltır.

Bu eğelerin 0,15 0,20 0,25 0,30 0,35 0,40 boyutları ve 21mm ve 25 mm uzunlukları mevcuttur.

Mani flare NiTi eğelerinin avantajları;

- .05 koniklik oranı nedeniyle aşırı şekillendirme yapılmaksızın daha hassas ve doğru şekillendirme sağlar.
- Eğe apekse ulaştığında ideal şekilli bir kanal konikliği otomatik olarak elde edilir.
- Bu eğeler, genişlemeden sonra ideal bir duvar kalınlığı için bir kılavuz olarak kullanılabilir.
- Bu eğelerin kullanılması işlemi, geleneksel geri adım hazırlıklarına kıyasla çok kısaltılmıştır.

NiTi Flare Files

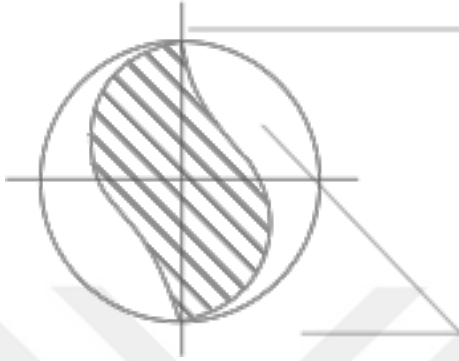


Şekil 4:Mani flare NiTi el eğesi

2.6.2. Mtwo döner eğe sistemi

Mtwo döner eğe sistemi (MT) 2003 yılında (VDW, Munich Germany) geliştirilmiştir. Bu sistemde her eğe farklı dizayna sahiptir. Bu da daha güvenilir ve hızlı preparasyon sağlar. Sistemde her eğe daima çalışma uzunluğunda kullanılır. S şeklinde iki aktif kesici kenarı olan kesite sahiptir.

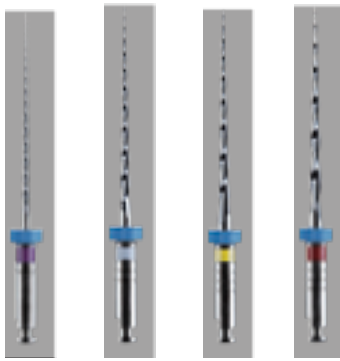
Verimli dentin çıkarılması için minimum radyal duvar teması vardır. Tüm eğelerin farklı açıda eğenin ucundan şaftına kadar sabit koniklik açısı vardır. Farklı uzunluklarda (21mm, 25mm , 31mm) seçenekleri mevcuttur.



Şekil 5: MT eğesinin enine kesiti

10/.04- 15/.05: Bu eğelerle güvenilir kayma yolu hazırlığı yapılır. Büyük sabit sarmal açısı ve daha fazla spirale sahip olması nedeniyle stabilitesi fazladır.

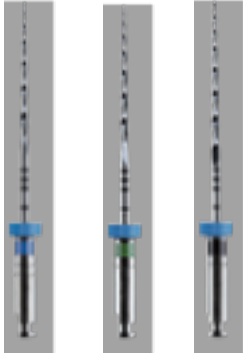
20/.06-25/.06: Bu eğeler ile verimli dentin kaldırılarak hassas bir şekillendirilme yapılır. Aktif kesme bıçakları sayesinde etkili bir dentin çıkarma ve mükemmel yanal kesme etkinliğine sahiptir. Dentin artıklarının sürekli uzaklaştırılması için geniş ve derin oluklara sahiptir.



10/.04 15/.05 20/.06 25/.06

Şekil 6: MT sistemi temel eğe seti

30/.05- 35/.04- 40/.04: Bu eğelerin azaltılmış koniklik açıları sayesinde dişte ek bir zayıflama yaratmadan apikal bölümün genişletilmesi sağlanır.



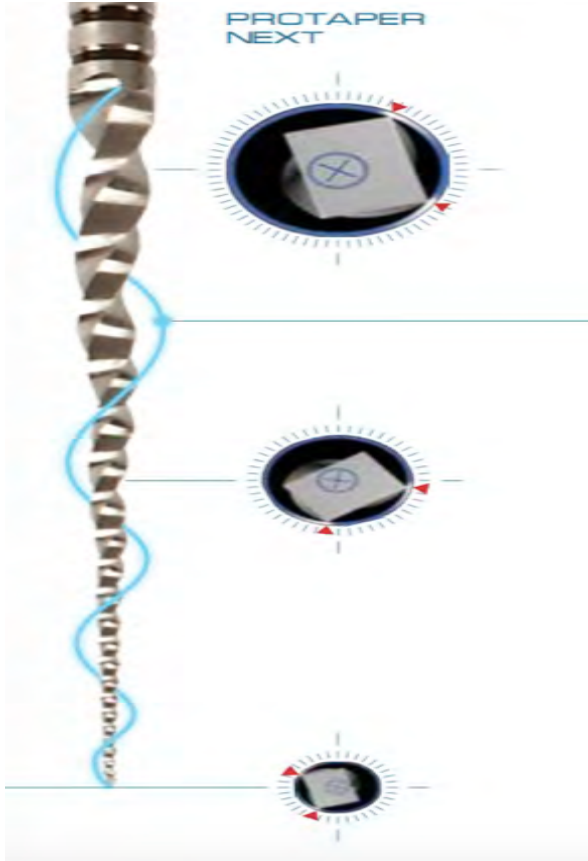
30/.05 35/.04 40/.04

Şekil 7: MT apikal şekillendirme eğe seti

Tüm eğeler çalışma uzunluğunda kullanılır. Fırçalama hareketi ile şekillendirilme yapılırken hem apikalde hem de lateralde dentin kaldırılır. Her eğe bir sonraki eğe için kayma yolu hazırlar. Fazla dentin kaybına yol açmaz.

2.6.3. ProTaper Next döner eğe sistemi

ProTaper Next (PTN) (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) eğeleri üretici tarafından talep edildiği gibi merkezden uzak (off-centered), dikdörtgen geometrik kesitli olarak tasarlanmıştır. PTN'nin yenilikçi asimetric dikdörtgen kesiti eğe kök kanalı boyunca ilerlerken “yılan-benzeri kıvrılma” hareketi sağlar. Asimetric kesitin dönüşü debrisin taşınması için daha geniş bir alan yaratır. "Yılan benzeri hareket" etkisi sayesinde aynı zamanda kanal yolunun takibi optimum seviyededir. Bu eğeler M-Wire NiTi kullanılarak üretilmiştir. M-WIRE NiTi maddesi eğenin esnekliğini artırırken kesim etkinliğini korur. Bu hakları DENTSPLY'e ait olan gelişmiş, ısıl işleme yöntemi ile sağlanır. M-WIRE NiTi aynı zamanda eğe kırılmasının önde gelen nedeni olan döngüsel yorulmaya karşı daha fazla direnç sağlar.



Şekil 8 : PTN eğesinin tasarımı

Daha az eğe sayısı ve bütün eğeler için sadece bir tork ve hız ayarının olması süreyi kısaltmaktadır. Yüksek kesme etkinliği şekillendirme zamanını kısaltmaktadır (Dentsply Maillefer, 2013).

Bu sistem X1, X2, X3, X4, X5 eğelerine sahiptir.

X1: DO çapı 0.17 mm, koniklik açısı .04 olan bu eğe ile bir veya daha fazla geçişte çalışma uzunluğuna ulaşana kadar şekillendirme yapılır.

X2: DO çapı 0.25 mm, koniklik açısı .06 olan bu eğe ile çalışma uzunluğunda çalışılır.

X3: DO çapı 0.30 mm, koniklik açısı .07 olan bu eğe ile çalışma uzunluğunda çalışılır.

X4: DO çapı 0.40 mm, koniklik açısı .06 olan bu eğe ile çalışma uzunluğunda çalışılır.

X5: DO çapı0.50 mm, koniklik açısı .06 olan bu eğe ile çalışma uzunluğunda çalışılır.

X2, X3, X4, X5 eğeleri bitirme eğeleridir. Klinisyenin tercihine göre uygun bitirme eğesi seçilir ve o eğeye kadar sırasıyla tüm eğeler kullanılır.



Şekil 9 : PTN döner sistemi eğeleri

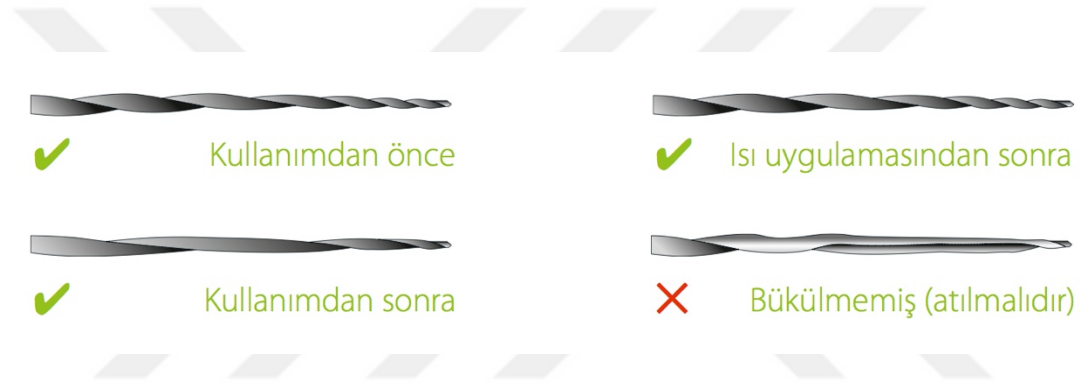
2.6.4. HyFlex® CM döner eğe sistemi

HyFlex® CM (HF) (Coltene, Allstatten, Switzerland) NiTi eğeleri yeni bir termomekanik işleme prosedürüne tabi tutulan bir telden (CM-tel olarak adlandırılan) işlenmiştir. Üretici, bu yeni CM-tel cihazının, süperelastik östenitik NiTi telinden işlenen geleneksel döner eğelerle karşılaştırıldığında, belirgin ölçüde iyileştirilmiş esneklik, dögüsel yorgunluğa karşı direnç ve kanal boşluk anatomisine iyi uyum sağladığını bildirmiştir. Klinik kullanım, bu yeni HF döner eğelerinin olağanüstü klinik yorgunluk direncine sahip olduğunu göstermektedir.

HF NiTi eğeleri, materyalin hafızasını kontrol eden, eğeleri oldukça esnek kılan benzersiz bir işlem kullanılarak üretilmiştir. Bu özellik eğeye, kanalın anatomisini çok yakından takip etme ve basamak, transportasyon veya perforasyon riskini azaltma yeteneğini kazandırır. İmalatçı, otoklavlama sırasında düzleştirilmiş spirallerle eğenin

şeklinin ve gücünün geri yüklenebileceğini bildirmektedir. Bu, sterilizasyon ve yeniden kullanımdan sonra eğelerin şeklini geri kazanacağı anlamına gelir. Orijinal şekle dönmeyen eğelerde plastik deformasyon olduğundan tekrar kullanılmamalıdır.

En iyi sonuç için, her prosedürde yeni bir ege kullanılmalıdır. Eğelerin tekrar kullanılabilme sayısı tedaviye ve prosedürlere bağlıdır. Eğeler kullanımdan önce ve sonra kontrol edilmelidir. HF eğeleri, spirallerin uzamasıyla basınca, torca ve dirence tepki verebilir. Bu durum egenin duvarlara bağlanmasını önler ve böylece kırılma direncini artırır. Otoklavlama sırasında, eğeler şekillerini yeniden kazanabilir. Otoklavlamadan sonra, bir ege uzamış görünen çok sayıda spiral içeriyorsa ve ege işlevsel görünmüyorsa, atılmalıdır.



Şekil 10 : HF sisteminin deformasyon şeması

Sistem farklı genişlik ve açılarda 6 adet kanal egesinden (25/.08 , 20/.04 , 25/.04 , 20/.06 , 30/.04 , 40/.04) oluşur. Bu sistemde önerilen tork 2.5 N·cm (25 mN·m) hız 500 rpm'dir.

25/.08 : Kuronal ve orta 1/3 'ünün şekillendirilmesi için kullanılır.

20/.04,25/04,20/.06,30/.04,40/.04: Sırasıyla çalışma uzunluğunda kullanılır. Geniş kanallarda 20/04 ve 25/.04 atlanarak şekillendirme yapılabilir.

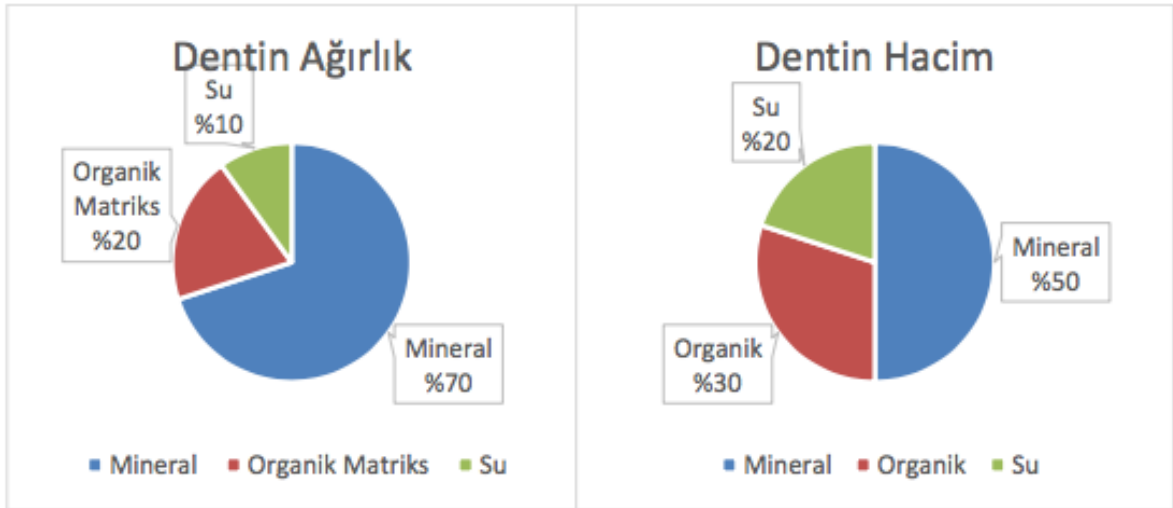


Şekil 11 : HF sisteminin kullanım kartı

2.7. Dentin yapısı ve çatlak oluşumu

Dentin, doğrudan mine ve sementin altında avasküler, mineralize bir bağ dokusudur. Yapısal bileşenleri ve özellikleri lokalizasyonuna göre değişir (Marshall ve ark 1997; Kim 2008). Dentin dişin en büyük kısmını oluşturur ve ağırlık olarak yaklaşık % 70 inorganik madde, % 20 organik madde ve %10 su içerir. Hacim olarak %50 mineraller, %30 organik madde ve %20 sudur (Tekçe 2011). İnorganik maddesi minede olduğu gibi hidroksiapatit kristalleri oluşturan kalsiyum ve fosfat iyonlarıdır, ancak kristaller 30 kat daha küçüktür. Organik yapıyı çoğunluk olarak kollajenler oluşturur.

Ayrıca kollajen olmayan proteinler (fosfoprotein, dentin sialoprotein, osteopotin, dentin matrix protein, kemik sialoprotein) bulunur (Kim 2008).



Şekil 12 : Dentinin ağırlıkça ve hacimce bileşenleri

Kompakt kemikten daha sert olan dentin; strüktür, gelişme ve kimyasal yapı bakımından kemiği andırır. Sert ve kırılğan olan minenin aksine hafif deformasyonlara karşı koyabilir ve çok elastiktir. Dentin dokusu, mine dokusuna nazaran daha az mineralize olup daha az kırılğandır. Dentinin sertliği Mohs sertlik skalasında 3–4'tür. Bu mine sertliğinin beşte biri kadardır. Dentinin sıkışma dayanıklılığı 260 MPa, gerilme dayanıklılığı 40MPa'dır (Roberson 2006).

Peritübüler dentin ve intertübüler dentin olmak üzere iki tip dentin bulunmaktadır. Esas yapısını dentin kanalları arasında kalan ve peritübüler dentine göre daha az mineralize olan intertübüler dentin oluşturur. Dentin tübüllerinin etrafında bulunan peritübüler dentin az miktarda organik matrix ve yoğun küçük apetit kristalleri içerir (Nanci 2003).

Dentin kanalları pulpa-dentin sınırından başlayıp mine-dentin ya da sement-dentin sınırına kadar kesintisiz olarak bir S harfi çizercesine dalgalanarak uzanırlar. Ancak bu dalgalanma kurunun tepe noktası ile kök kısmında çok daha az belirlidir. Dentin kanalları pulpadan dentin dış yüzeyine doğru daralırlar. Gençlerde dentin kanalları pulpa odası yakınında 3-4 mikron çapında iken; mine- dentin sınırında bu çap 2 mikron kadar düşmektedir. Yaşlanmayla birlikte kanal çapı daralır. Dentin kanallarının sayısı pulpa yakınlarında milimetrekarede 75000 iken periferde bu rakam 15000 civarındadır (Roberson 2006). Dentinin fiziksel özelliklerindeki değişiklikler dentin kanallarının sayısı ve çapındaki farklılıklarla açıklanabilir. Kanal yoğunluğu arttıkça dentin sertliğinin azaldığı, kanal yoğunluğu azaldıkça dentin sertliğinin arttığı bildirilmiştir(Pashley ve ark

1985). Dentinin elastik modül ve mikrosertlik değerleri, tübüllere paralel ölçümler yapıldığında daha yüksek bulunmuştur (Poolthong ve ark 2001). Dentinin sıkışma direnci tübül yerleşimine bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir (Palamara ve ark 2000). Gerilme kuvveti, tübüllere paralel olarak uygulandığında dentinin gerilme direncinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (Lertchirakarn ve ark 2001).

Kök kanal tedavisi sırasında yapılan şekillendirme ve irrigasyon solüsyonlarının kullanımı dentin yapısında değişikliğe, kök kanal dolgu yöntemleri ve kök kanal hazırlığı dentin üzerinde stres birikimlerine sebep olur. Bu biriken stresler daha sonra oklüzal kuvvetlere maruz kalındığında çatlaklara ve buna bağlı olarak dişin kırılmasına sebep olabilmektedir. Kök kanalının şekillendirilmesinde kullanılan döner sistem eğelerinin kesit özellikleri, koniklik açısı , apikaldeki genişletme miktarı ve eğelerin çalışma uzunluğuna göre kök dentinindeki oluşturduğu stresler değişkenlik göstermektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

- 260 adet çekilmiş alt kesici insan dişi
- Mani flare NiTi el eğesi (MANI, Inc. Kiyohara Industrial Park, Utsunomiya, Tochigi, JAPAN)
- Elmaz Frez (North Bel, Milano, İtalya)
- Aeratör (Kavo Dental GmbH&Co., Biberach, Almanya)
- X-Smart plus elektrikli motor (Dentsply, Maillefer)
- Endometre (Dentsply, Maillefer)
- %1 Sodyum Hipoklorit (White Dent Med, Beyaz Dental, İstanbul)
- 2 cc enjektör (Beybi, Ümraniye, İstanbul)
- 27 gauge perfore iğne ucu (Ultradent, USA)
- Akrilik (Soğuk Akrilik, Imicryl, Konya, Türkiye)
- Silikon ölçü materyali (Zhermack, Badia Polesine, Italy)
- Isomet Hassas Kesim Cihazı ve Bıçağı (Buehler, Illinois, A.B.D.)
- ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre)
- Mtwo (VDW, Munich, Germany)
- Hyflex CM (Coltene, Allstatten, Switzerland)
- Olympus SZ61 Işık Mikroskobu (Olympus Corp., A.B.D.)

3.2. Örneklerin seçimi ve çalışma için dişlerin hazırlanması

Çalışma için 260 adet alt çene tek kök ve tek kanallı keser dişler kullanılmıştır. Dişlerde bukkolingual ve meziodistal doğrultularda alınan radyografiler alındı. Bu radyografilere bakılarak tek kanallı olup olmadığı ve kanal seyrinin izlenip izlenmediği saptandı. Apeksi oluşmamış, anatomik çeşitlilik gösteren, üzerlerinde kırık veya çatlak hattına olan dişler çalışmadan çıkarıldı. Dişler üzerinde kırık veya çatlak çizgilerinin olup

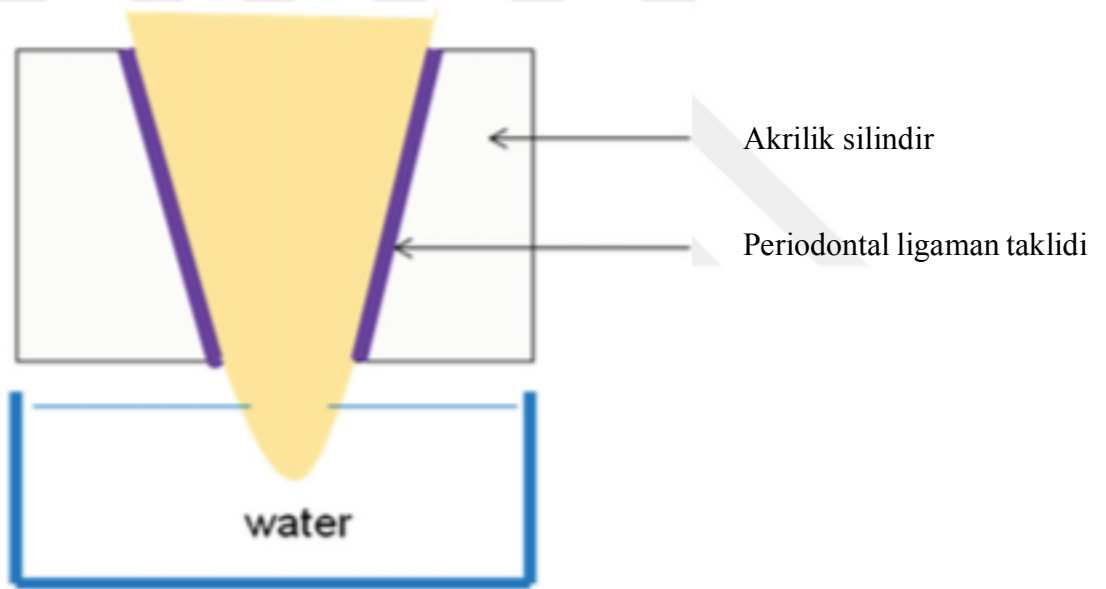
olmadığı 30'luk büyütme altında gözlenerek ve bu tip defektleri barındıran dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişlerin seçiminde özellikle periodontal harabiyet sebebiyle ya da protetik planlama amacıyla çekilen dişler olmasına özen gösterilmiştir. Oklüzal travma, bruksizm veya prematüre kontakt hikayesi bulunan hastaların dişleri dişler üzerindeki stresi standardize etmek adına çalışmaya dahil edilmemiştir. Çekilen dişler distile suda saklanmıştır.

260 diş her grupta 20 diş olmak üzere 12 çalışma grubuna ve her grupta 10 diş olmak üzere 2 kontrol grubuna rastgele ayrılmıştır. Her gruptaki dişlerin kural giriş kavitesi elmas kaplı rond ve silindirik frezler (SA CH-1338, Ballaigues, Switzerland) ile yapılmıştır. Gruplar çalışılacak eğe tiplerine ve çalışma uzunluklarına göre belirlenmiştir.

- Grup1. Mani Flare NiTi el eğesi (Mani Inc., Tochigi Japan)– Apikal foramene kadar (AF)
- Grup2. Mani Flare NiTi el eğesi (Mani Inc., Tochigi Japan)– Apikal formanden 1 mm uzun (AF+1)
- Grup3. Mani Flare NiTi el eğesi (Mani Inc., Tochigi Japan)– Apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1)
- Grup4. PTN (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) - Apikal foramene kadar (AF)
- Grup5. PTN (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) - Apikal formanden 1 mm uzun (AF+1)
- Grup6. PTN (Dentsply, Maillefer, Ballagues, İsviçre) - Apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1)
- Grup7. MT (VDW, Munich, Germany) - Apikal foramene kadar (AF)
- Grup8. MT (VDW, Munich, Germany) - Apikal formanden 1 mm uzun (AF+1)
- Grup9. MT (VDW, Munich, Germany) - Apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1)
- Grup10. HF (Coltene, Allstatten, Switzerland) - Apikal foramene kadar (AF)
- Grup11. HF (Coltene, Allstatten, Switzerland) - Apikal formanden 1 mm uzun (AF+1)

- Grup12. HF (Coltene, Allstatten, Switzerland) -Apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1)
- Negatif Kontrol grubu
- Pozitif control grubu

Tüm gruplardaki dişler mine sement bağlantısının 2 mm üzerinden horizontal olarak kesilip kuronları ayrıldı. Çalışma uzunluğu 10 numaralı K tipi el eğesi kullanılarak eğenin major apikal foramende görülmesi kriter alınarak belirlendi. Her bir diş işlem öncesi alüminyum folyo ile sarıldıktan sonra kimyasal yola sertleşen akrilik içine yerleştirildi. Akrilik sertleştikten sonra alüminyum folyo uzaklaştırıldı ve periodontal ligamanı taklit etmesi için yerine silikon ölçü materyali yerleştirildi. Dişler, kök uçları 3 mm dışarıda kalacak şekilde yerleştirildi (şekil 13).



Şekil 13 : Deney düzeneyinin şematik gösterimi

3.3. Kök kanallarının şekillendirilmesi

3.3.1. Grup 1

Bu gruptaki dişler apikal foramene kadar (AF), IAF 15/.05 eğe olacak şekilde step-back yönemiyle şekillendirildi. Şekillendirme işlemi 30/.05 Mani Flare NiTi el eğesi ile bitirilmiştir. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.2. Grup 2

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm uzun (AF+1) ve IAF 15/.05 eğe olacak şekilde step-back yönemiyle şekillendirildi. Şekillendirme işlemi 30/.05 Mani Flare NiTi el eğesi ile bitirilmiştir. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml yüzde 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irriga edildi.

3.3.3. Grup 3

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1) ve IAF 15/.05 eğe olacak şekilde step back yönemiyle şekillendirildi. Şekillendirme işlemi 30/.05 Mani Flare NiTi el eğesi ile bitirilmiştir. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irriga edildi.

3.3.4. Grup 4

Bu gruptaki dişler apikal foramene kadar (AF) PTN döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla x1, x2 ve x3 eğeleri ile 300 rpm hız ve 200 g/cm torkda şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irriga edildi.

3.3.5. Grup 5

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm uzun (AF+1) olacak şekilde PTN döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla x1, x2 ve x3 eğeleri ile 300 rpm hız ve 200 g/cm torkda şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irriga edildi.

3.3.6. Grup 6

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1) olacak şekilde PTN döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla x1, x2 ve x3 ile 300 rpm hız ve 200 g/cm torkda şekillendirme

yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.7. Grup 7

Bu gruptaki dişler apikal foramene kadar (AF) MT döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla 10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06 ve 30/.05 eğelerle üretici firmanın her eğe için belirlediği hız ve torklarla şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.8. Grup 8

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm uzun (AF+1) olacak şekilde MT döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla 10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06 ve 30/.05 eğelerle üretici firmanın her eğe için belirlediği hız ve torklarla şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.9. Grup 9

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm kısa (AF-1) olacak şekilde MT döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak sırasıyla 10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06 ve 30/.05 eğelerle üretici firmanın her eğe için belirlediği hız ve torklarla şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.10. Grup 10

Bu gruptaki dişler apikal foramene kadar (AF) HF döner eğe sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi eğe ile kayma yolu oluşturularak 25/.08 eğe ile kural genişletme yapıldı. Daha sonra sırasıyla 20/.04, 25/.04, 20/.06, 25/.06 ve 30/04 eğelerle şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her eğe değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son eğeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrigе edildi.

3.3.11. Grup 11

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm uzun (AF+1) olacak şekilde HF döner ege sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi ege ile kayma yolu oluşturularak 25/.08 ege ile kural genişletme yapıldı. Daha sonra sırasıyla 20/.04, 25/.04, 20/.06, 25/.06 ve 30/04 egelerle şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her ege değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son egeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrije edildi.

3.3.12. Grup 12

Bu gruptaki dişler apikal foramenden 1 mm kısa olacak şekilde HF döner ege sistemi kullanılarak şekillendirildi. Dişlerde 15 ve 20 nolu K tipi ege ile kayma yolu oluşturularak 25/.08 ege ile kural genişletme yapıldı. Daha sonra sırasıyla 20/.04, 25/.04, 20/.06, 25/.06 ve30/04 egelerle şekillendirme yapıldı. Kök kanalları her ege değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son egeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrije edildi.

3.3.13. Negatif kontrol grubu

Bu gruptaki dişlere herhangi bir şekillendirme işlemi yapılmamıştır.

3.3.14. Pozitif kontrol grubu

Bu gruptaki dişler taper açısı .02 olan NiTi el egeleleri ile şekillendirilmiştir. Kök kanalları her ege değişiminde 2ml % 1'lik NaOCl solüsyonu ile , son egeden sonra ise 5 ml % 1 'lik NaOCl solüsyonu ardından 5ml distile su ile irrije edildi.

3.4. Örneklerin incelenmesi

Köklerin apikalinden 3, 6 ve 9 mm uzaklıklarda olacak şekilde İsomat Hassas Kesim Cihazı yardımı ile düşük devirde su soğutması altında yatay olarak kesitler alındı. Alınan kesitler ve apikal yüzey ışık mikroskopu ile 30 kat büyütme altında incelendi.



Şekil 14 : IsoMet hassas kesim cihazı



Şekil 15 : IsoMet hassas kesim bıçağı

Apikal kök kanalı dentininde oluşan kırık hatları, çatlaklar ve kırıklar gözlemlendi. Kesitlerde hangi tür defektlerin olduğuna bakılmaksızın “çatlak var” ya da “çatlak yok” olarak 2 kategoride incelendi. Apikal yüzey, 3, 6 ve 9 mm’lerdeki çatlaklar not edildi.



Şekil 16 : Işık mikroskobu

3.5. İstatiksel analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin karşılaştırılmasında Ki-Kare testi ve Fisher Freeman Halton testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.



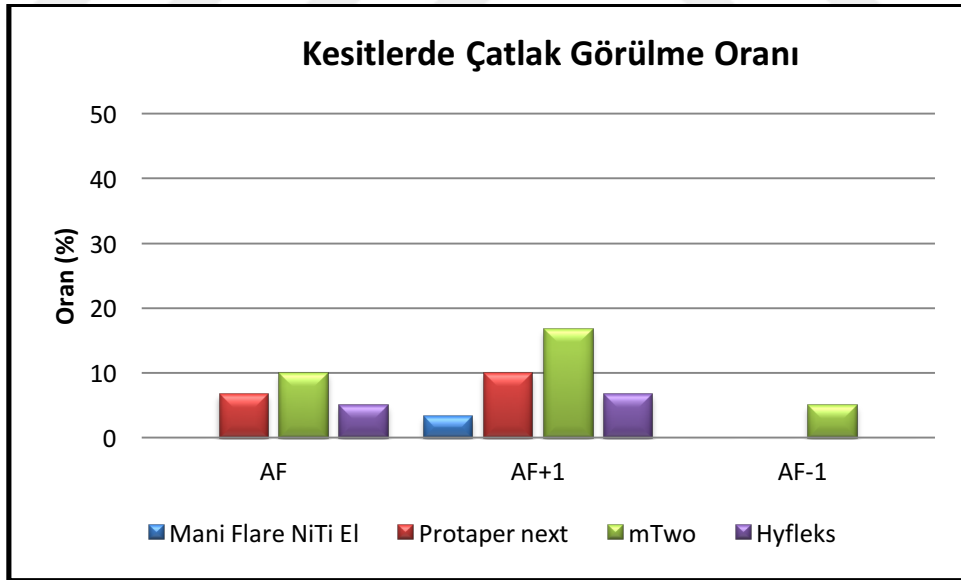
4. BULGULAR

Tablo 2: Uzunluk gruplarında ayrı ayrı eğerlerin çatlak içeren kesit sayıları açısından değerlendirilmesi

Çatlak içeren kesit sayısı	Mani Flare NiTi el (n=60)	PTN (n=60)	MT (n=60)	HF (n=60)	Total (n=240)	p
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
AF	0 (%0)	4 (%6,7)	6 (%10)	3 (%5)	13 (%5,4)	¹ 0,07 6
AF+1	2 (%3,3)	6 (%10)	10 (%16,7)	4 (%6,7)	22 (%9,2)	² 0,07 2
AF-1	0 (%0)	0 (%0)	3 (%5)	0 (%0)	3 (%1,3)	¹ 0,06 0

¹Fisher Freeman Halton Test

²Ki-kare test



AF uzunluğunda; eğer grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.076$; $p>0.05$). Anlamlı farklılık bulunmamakla birlikte en çok

çatlak MT (%10) grubunda görülürken, onu PTN (%6.7) ve HF (%5) grupları izlemektedir. Mani Flare NiTi el grubunda hiç kesitte çatlak görülmemiştir.

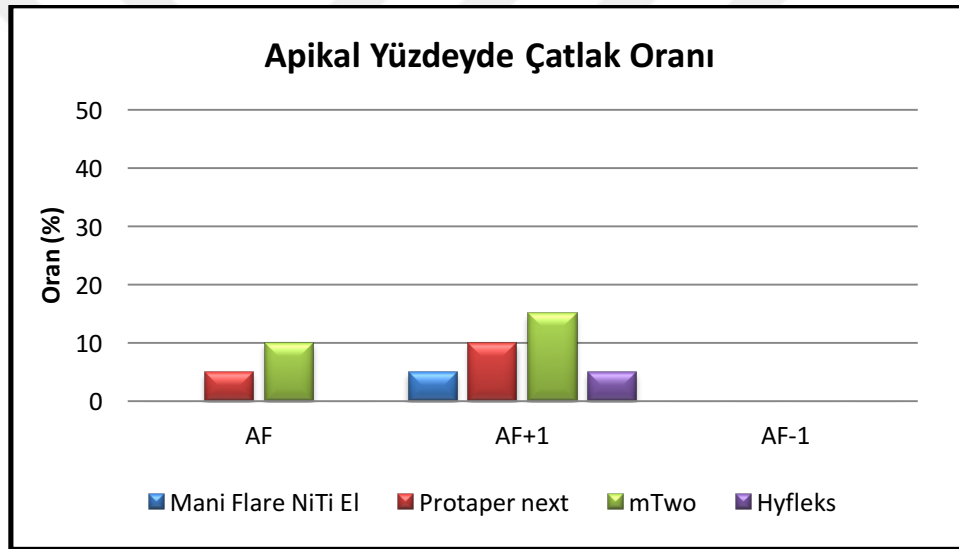
AF+1 uzunluğunda; ege grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.072$; $p>0.05$). Anlamlı farklılık bulunmamakla birlikte en çok çatlak MT (%16.7) grubunda görülürken, onu PTN (%10), HF (%6.7) ve Mani Flare NiTi el (%3.3) grupları izlemektedir.

AF-1 uzunluğunda; ege grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.060$; $p>0.05$). Anlamlı farklılık bulunmamakla birlikte çatlak sadece MT (%5) grubunda görülürken, diğer gruplarda çatlak görülmemiştir.

Tablo 3: Uzunluk gruplarında ayrı ayrı eğelerin apikal yüzeydeki çatlak sayıları açısından değerlendirilmesi

Apikal yüzeydeki çatlak sayısı	Mani Flare NiTi el (n=20)	PTN (n=20)	MT (n=20)	HF (n=20)	Total (n=80)	p
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
AF	0 (%0)	1 (%5)	2 (%10)	0 (%0)	3 (%3,8)	0,611
AF+1	1 (%5)	2 (%10)	3 (%15)	1 (%5)	7 (%8,8)	0,827
AF-1	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	-

Fisher Freeman Halton Test



AF uzunluğunda; eğe grupları arasında apikal yüzeyde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.611$; $p>0.05$). En çok apikal çatlağı MT (%10) grubunda görülürken, onu PTN (%5) izlemektedir. HF ve Mani Flare NiTi el gruplarında apikal yüzeyde hiç çatlak görülmemiştir.

AF+1 uzunluğunda; eğe grupları arasında apikal yüzeyde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.827$; $p>0.05$). Anlamlı farklılık bulunmama ile birlikte en çok çatlak MT (%15) grubunda görülürken, onu PTN (%10), HF (%5) ve Mani Flare NiTi el (%5) grupları izlemektedir.

AF-1 uzunluğunda; hiçbir eğe grubunda apikal yüzeyde çatlak görülmemiştir.

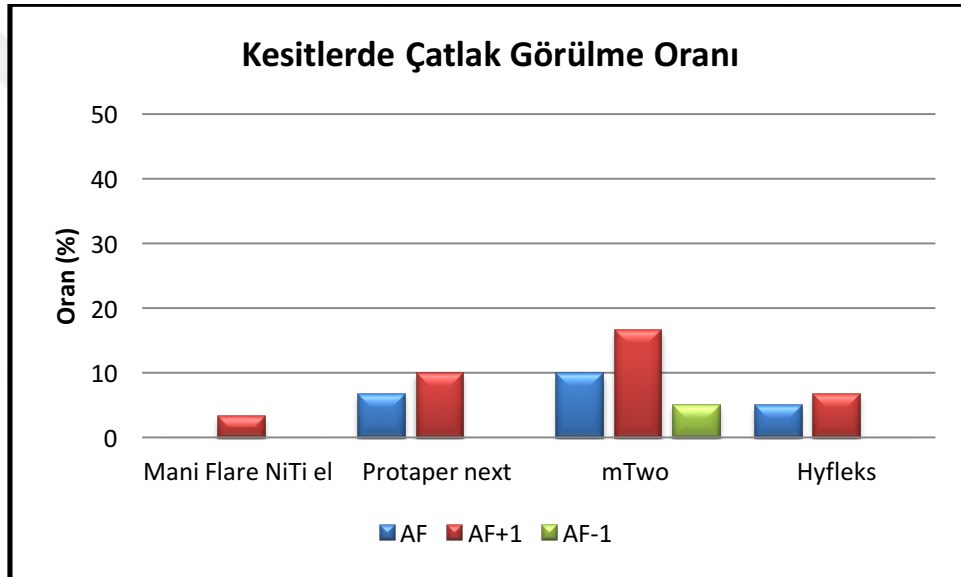
Tablo 4: Ege gruplarında ayrı ayrı çalışma uzunluklarının çatlak içeren kesit sayıları açısından değerlendirilmesi

Çatlak içeren kesit sayısı	AF (n=60)	AF+1 (n=60)	AF-1 (n=60)	Total (n=180)	p
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Mani Flare NiTi el	0 (%0)	2 (%3,3)	0 (%0)	2 (%1,1)	¹ 0,330
PTN	4 (%6,7)	6 (%10)	0 (%0)	10 (%5,6)	¹ 0,038*
MT	6 (%10)	10 (%16,7)	3 (%5)	19 (%10,6)	² 0,113
HF	3 (%5)	4 (%6,7)	0 (%0)	7 (%3,9)	¹ 0,145

¹Fisher Freeman Halton Test

²Ki-kare test

*p<0.05



Mani Flare NiTi El grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.330; p>0.05). AF+1 grubunda kesitlerde çatlak görülme oranı %3.3 iken, AF ve AF-1 gruplarında kesitlerde çatlak görülmemiştir.

PTN grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.038; p<0.05). AF+1 grubunda kesitlerde çatlak görülme oranı (%10) iken, AF-1 grubundan (%0) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0.027; p<0.05). Diğer çalışma uzunluğu grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

MT grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.113; p>0.05). AF+1 grubunda kesitlerde çatlak görülme oranı %16.7 iken, AF grubunda %10 ve AF-1 grubunda %5'tir.

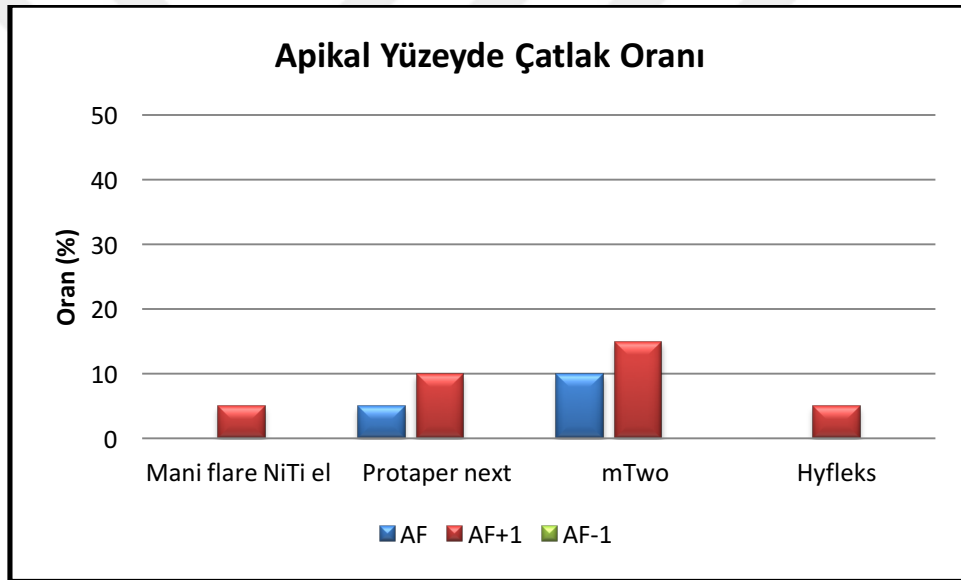
HF grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.145; p>0.05). AF+1 grubunda kesitlerde çatlak görülme oranı %6.7 iken, AF grubunda %5 ve AF-1 grubunda %0'dır.



Tablo 5: Ege gruplarında ayrı ayrı çalışma uzunluklarının apikal yüzeydeki çatlak sayıları açısından değerlendirilmesi

Apikalde yüzeydeki çatlak sayısı	AF (n=20)	AF+1 (n=20)	AF-1 (n=20)	Total (n=60)	P
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Mani flare NiTi el	0 (%0)	1 (%5)	0 (%0)	1 (%1,7)	1,000
PTN	1 (%5)	2 (%10)	0 (%0)	3 (%5)	0,766
MT	2 (%10)	3 (%15)	0 (%0)	5 (%8,3)	0,353
HF	0 (%0)	1 (%5)	0 (%0)	1 (%1,7)	1,000

Fisher Freeman Halton Test



Mani Flare NiTi El grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında apikal yüzeyde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:1.000; p>0.05). AF+1 grubunda apikal yüzeyde çatlak görülme oranı %5 iken, AF ve AF-1 gruplarında apikal yüzeyde çatlak görülmemiştir.

PTN grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında apikal yüzeyde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.766; p>0.05). AF+1 grubunda apikal yüzeyde çatlak görülme oranı %10 iken, AF grubunda %5 ve AF-1 grubunda %0'dır.

MT grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında apikal yüzeyde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.353$; $p>0.05$). AF+1 grubunda apikal yüzeyde çatlak görülme oranı %15 iken, AF grubunda %10 ve AF-1 grubunda %0'dır.

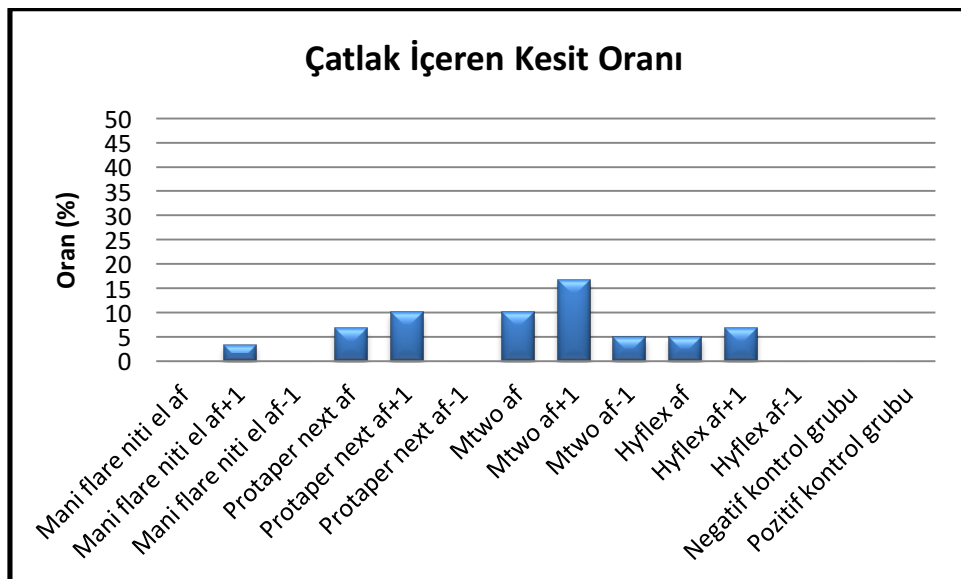
HF grubunda; çalışma uzunluğu grupları arasında apikal yüzeydede çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:1.000$; $p>0.05$). AF+1 grubunda apikal yüzeyde çatlak görülme oranı %5 iken, AF ve AF-1 gruplarında apikal yüzeyde çatlak görülmemiştir.



Tablo 6 : Tüm grupların çatlak içeren kesit sayısı açısından değerlendirilmesi

	Çatlak İçeren Kesit Sayısı	
	n	%
Mani flare niti el AF	0	0
Mani flare niti el AF+1	2	3,3
Mani flare niti el AF-1	0	0
PTN AF	4	6,7
PTN AF+1	6	10
PTN AF-1	0	0
MT AF	6	10
MT AF+1	10	16,7
MT AF-1	3	5
HF AF	3	5
HF AF+1	4	6,7
HF AF-1	0	0
Negatif kontrol grubu	0	0
Pozitif kontrol grubu	0	0
Total	38	4,9
p	0,000*	

Fisher Freeman Halton Test

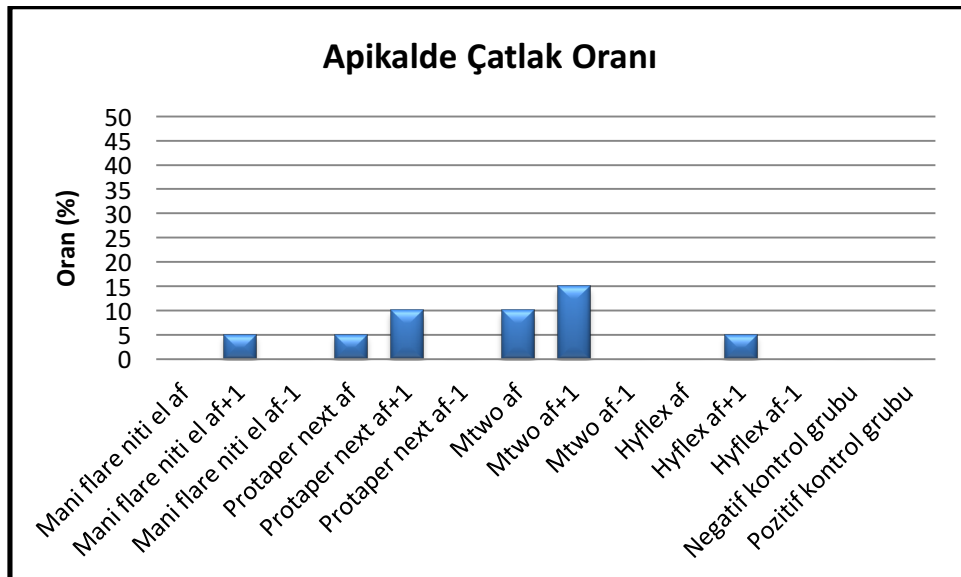
* $p < 0.05$ 

Gruplar arasında kesitlerdeki çatlak sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). MT AF+1 grubunda kesitlerde çatlak görülme oranı (%16.7), Mani Flare NiTi El AF (%0), Mani Flare NiTi El AF+1 (%3.3), Mani Flare NiTi El AF-1 (%0), PTN AF-1 (%0), MT AF -1 (%5), HF AF (%5), HF AF-1 (%0), Negatif Kontrol Grubu (%0) ve Pozitif Kontrol Grubundan (%0) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_1:0.001$; $p_2:0.015$; $p_3:0.001$; $p_4:0.001$; $p_5:0.040$; $p_6:0.040$; $p_7:0.001$; $p_8:0.001$; $p_9:0.001$; $p<0.05$). PTN AF+1 (%10) ve MT AF (%10) gruplarında kesitlerde çatlak görülme oranı, Mani Flare NiTi El AF (%0), Mani Flare NiTi El AF-1 (%0), PTN AF-1 (%0), HF AF-1 (%0), Negatif Kontrol Grubu (%0) ve Pozitif Kontrol Grubundan (%0) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.027$; $p<0.05$). Diğer gruplar arasında kesitlerde çatlak görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

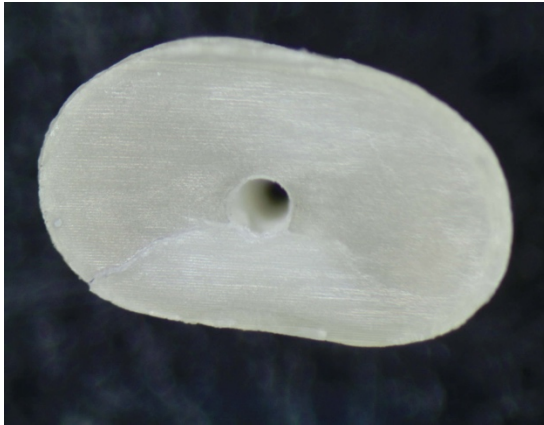
Tablo 7 : Tüm grupların apikal yüzeydeki çatlak sayısı açısından değerlendirilmesi

	Apikal Yüzeyde	
	Çatlak Sayısı	
	n	%
Mani flare niti el AF	0	0
Mani flare niti el AF+1	1	5
Mani flare niti el AF-1	0	0
PTN AF	1	5
PTN AF	2	10
PTN AF-1	0	0
MT AF	2	10
MT AF+1	3	15
MT AF-1	0	0
HF AF	0	0
HF AF+1	1	5
HF AF-1	0	0
Negatif kontrol grubu	0	0
Pozitif kontrol grubu	0	0
Total	10	3,8
p	0,257	

Fisher Freeman Halton Test



Gruplar arasında apikal yüzeydeki çatlak sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.257$; $p>0.05$). MT AF+1 grubunda apikal yüzeyde çatlak görülme oranı %15, PTN AF+1 grubunda %10, MT AF grubunda %10, Mani Flare NiTi AF+1 grubunda %5, PTN AF grubunda %5 ve HF AF+1 grubunda %5 iken, diğer gruplarda apikalde çatlak görülmemiştir.



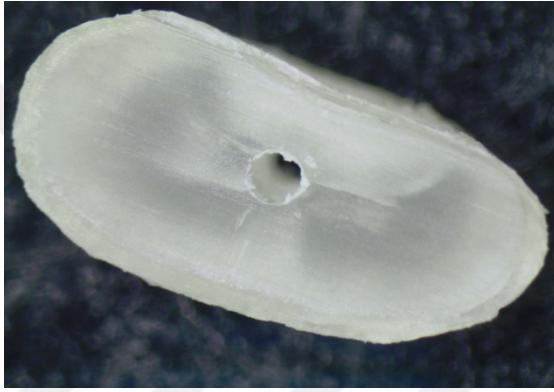
Şekil 17: MT AF+1 grubuna ait 3 mm'den alınmış kesit görüntüsü



Şekil 18: PTN AF+1 grubunda 6 mm'den alınmış kesit görüntüsü



Şekil 19: HF AF+1 grubunda 6 mm'den alınmış kesit görüntüsü



Şekil 20: MT AF grubunda 3 mm'den alınmış kesit görüntüsü



Şekil 21: HF AF grubunda 9 mm'den alınmış kesit görüntüsü



Şekil 22: HF AF+1 grubuna ait apikal yüzey görüntüsü



Şekil 23: PTN AF+1 grubuna ait apikal yüzey görüntüsü

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinde başarı; kök kanallarından enfekte ve potansiyel enfekte dokularının temizlenmesi, kök kanallarının şekillendirilmesi, biyouyumlu kök kanal dolgusunun ve uygun üst restorasyonun yapılması sonucunda dişin önemli bir süre boyunca fonksiyon göstermesi kriterlerini içerir (Estrela ve ark 2008). Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında çeşitli komplikasyonlarla karşılaşmaktadır. Diş kaybına neden olan dikey kök kırıkları, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında oluşan çatlakların çiğneme fonksiyonu sonucu oluşan kuvvet ile genişlemesinden meydana geldiği bildirilmiştir (Shemesh 2008; Sathorn ve ark 2005; Tsesis ve ark 2010). Kök kanal tedavisinde pulpa dokusunun alınması sonucu nosiseptif ve proprioseptif fonksiyonlar aktive olur. Bu durum dişe gelen çiğneme kuvvetlerine refleks cevapta gecikme olmasına neden olur ve varolan çatlakların kırığa dönüşme riski artar (Randow ve Glantz 1986). Kök dentininde oluşan çatlaklar sonucu mikroorganizmalar bu bölgelerde çoğalarak kök yüzeyinde biofilmlerin oluşmasına sebebiyet verebilir (Shen 2011). Bunun dışında oluşan bu çatlaklar kök kanal dolgusunun sızdırmaz olarak uygulanmasını engelleyebilir (Tsesis ve ark 2010). Bu durumlar yapılan kök kanal tedavisinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir.

Dentin dokusunun mekanik özellikleri hidrasyon miktarından etkilenir (Kinney ve ark 1999). Kök kanal tedavisi yapılan dişlerde kırılma riskinin artmasının nedeni olarak hidrasyon miktarının azalması gösterilebilir yalnız bu konuda görüş birliği yoktur (Papa ve ark 1994; Sedgley ve Messer1992). Dentin çatlakları oluşumunu inceleyen çalışmalar ile klinik şartları arasında farklılıklar vardır. Laboratuvar ortamında klinik şartların birebir sağlanması mümkün değildir (Burklein ve ark 2013). Mekanik özelliklerin incelendiği çalışmalarda dişlerin ağız ortamı dışında kaldığı süre içinde saklama koşulları çalışma sonucunu etkileyebilir. Distile su dentin dokusu üzerine minimal etki gösterir. Bu nedenle dentin dokusu üzerine yapılan çalışmalarda tercih edilir (Strawn ve ark 1996). Bu tez çalışmasında da benzer çalışmalar dikkate alınarak saklama koşulu olarak distile su kullanılmıştır.

Periodontal ligamentler viskoelastik özellikleri sayesinde dişlere gelen kuvvet sonrası oluşan gerilimi dağıtırlar (Milani ve ark 2012). Bazı çalışmalarda diş çevre dokularının varlığı taklit edilmezken (Onnink ve ark 1994; Ribeiro ve ark 2008), diğer

çalışmalarda farklı girişimler uygulanmıştır. Yapılan bir çalışmada periodontal ligamenti taklit etmek için dişler alimünyum kağıdıyla kaplanmış, kemiği taklit etmek için örnekler akrilik rezin içine gömülmüştür (Wilcox ve ark 1997). Diğer bir çalışmada ise diş köklerini silikon ile kaplayarak periodontal ligamenti taklit etmişlerdir (Lertchirakan ve ark 1999). Soros ve ark. (2008) elastomerik malzemenin çökebileceğini ve doğrudan dişin akrilik soket temasına neden olabileceğini belirtmiş bu nedenle diş üzerindeki kuvvetleri doğal periodontal ligamente benzer şekilde absorbe edebilen herhangi bir yapay malzeme bulunmadığını belirtmişlerdir. Rose ve Svec (2015) domuz çenelerini kullanan bir kök kesitlendirme çalışmasında örneklerin kesitlerinde apikal çatlaklara rastlanmadığını bildirmişler ve bunun doğal periodontal yapıların varlığının şekillendirme sırasında oluşan kuvveti azalttığını ve çatlakların önlendiğini düşünmüşlerdir. Bortoluzzi ve ark. (2007) çatlak oluşumu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda diş çevre dokularının taklit etmek amacıyla bir çok çalışmada olduğu gibi akrilik reçine ve polieter ölçü maddesi kullanılmıştır (Soares ve ark 2004; Rosentritt ve ark 2000). Elastomerik ölçü materyalleri lineer olmayan viskoelastik özelliklere sahiptir (Jamani ve ark 1989; Yoshida ve ark 2001). Bu özelliği nedeniyle periodontal ligamente benzer şekilde dişe gelen yükten dolayı oluşan gerilimi dağıtmak amaçlanmıştır. Adorno ve arkadaşlarının (2011) yaptıkları çalışmada olduğu gibi periapikal kistli veya kronik apikal periodontitisli dişlerde dişin apikal yüzeyinde kemik dokusuyla bağlantılı periodontal ligament olmadığından ve şekillendirme sırasında çalışma uzunluğuna bağımlı kalmak için kökün 3 mm'lik bölümü açıkta bırakılmıştır.

Yüksek konsantrasyonlarda NaOCl solüsyonu serum fizyolojik ve düşük konsantrasyonlardaki çözeltilerle karşılaştırıldığında dentinin elastik modülünü ve bükülme dayanımını önemli ölçüde azaltır (Rahimi ve ark 2014). Marending ve ark. (2007) ise su, %1, %5 ve %9'luk NaOCl solüsyonlarının dentinin mekanik, kimyasal ve yapısal özellikleri üzerine etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, su ve %1'lik NaOCl solüsyonunun dentinin elastik modülü ve esneklik dayanımında önemli derecede değişikliğe neden olmadığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda irrigasyon işlemi için %1'lik NaOCl solüsyonu kullanılmıştır. Çalışmamızda koniklik açısı .02 olan NiTi el eğesi ile şekillendirme yapılan pozitif kontrol grubundaki örneklerde çatlak gözlenmemiştir. Bununla birlikte aynı irrigasyon protokolünün

kullanıldığı deney gruplarında çatlak gözlenmiştir. Bu durum çalışmamızda kullanılan yıkama protokolünün dentin yapısında önemli derecede değişikliğe neden olmadığını göstermektedir.

Enfekte olmuş dişlerin kök kanalı tedavisinde apikal şekillendirme başarısının en önemli kriteridir. İn vitro çalışmalar enfekte olan kök kanalların apikal bölümünün genişletilmesi arttıkça kanal içi bakteri varlığının önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir (Siqueira ve ark 1999; Rollison ve ark 2002; Mickel ve ark 2007). Bununla birlikte kültür veya mikroskop kullanılarak yapılan çalışmalar apikal şekillendirmenin antibakteriyal faydaları ile ilgili tutarsız sonuçlar ortaya koymuşlardır (Dalton ve ark 1998; Shuping ve ark 2000; Card ve ark 2002). İntraradiküler bakteriyel enfeksiyon tedavi sonrası apikal periodontitisin ana nedenidir. Apikal periodontitisli dişlerde tedavi sonrası kök kanallarındaki yüksek prevelansı ve baskınlıkları nedeniyle streptokokların bu hastalıkla ilişkili kalıcı enfeksiyonlarda önemli bir rol oynayabileceği düşünülmektedir (Roças ve Siqueira 2012; Rodrigues ve ark 2015). Rodrigues ve ark. (2017) yaptığı bir çalışmada apikal genişletme boyutlarının daha büyük olduğu dişlerde kullanılan irriganın tipine bakılmaksızın, önemli ölçüde kök kanalı dezenfeksiyonu ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. Mandibular kesici dişlerin apikal çaplarının 0,25 mm ile 0,52 mm arasında değiştiği bildirilmiştir (Wu ve ark 2000). Apikal bölgede dezenfeksiyonun en üst seviyeye çıkarılabilmesi için kök kanalı 0,40 mm'ye kadar genişletilmesini ileri sürülmüştür (Ram 1977; Chow 1983). Buna karşın mandibular kesici dişlerin örnek olarak seçildiği ve NiTi döner sistemlerin kök kanal şekillendirilmesi sırasında dentin üzerinde oluşturduğu çatlakların incelendiği güncel çalışmalarda apikal bölgede genişletme 0,25 mm veya 0,30 mm'ye kadar yapılmıştır (Liu ve ark 2013, Ustun ve ark 2015; Cassimiro ve ark 2017). Güncel NiTi sistemlerin apikal koniklik açılarına sahip olmaları ve bu durumun irrigasyonun etkinliğini kolaylaştırması nedeniyle çalışmamızda dişler apikal genişlik 0,30 mm olacak şekilde şekillendirildi.

Kök kanal tedavisinde enfeksiyonu en aza indirmek için enfekte kanalların apikal foramene mümkün olduğunca en yakın seviyeye kadar temizlenmesi gerekmektedir (West ve Roane 1998; Wu ve ark 2000). Bu durum taşkın çalışma (overinstrumentasyon) riski açısından bir olumsuzluktur (El Ayouti ve ark 2001). Taşkın çalışma postoperatif ağrıya neden olmakla birlikte periapikal iyileşmeyi önemli ölçüde engeller (Nehammer 1985; Bergenholtz ve ark 1979; Ricucci ve Langeland 1998). Literatürde AF 'den taşkın

preparasyonun dentin çatlağı üzerine etkisini inceleyen çalışmalar azdır. Bu nedenle çalışmamızda klinik uygulamalardaki hataların sonucunda gerçekleşebilecek çatlak oluşumunu göstermek için farklı çalışma uzunluklarında çalışılmıştır.

Çalışmalarda kök dentinindeki çatlaklar, su soğutması altında düşük hızlı testere yardımıyla alınan kesitlerin steromikroskop ile incelenmesiyle tespit edilmiştir (Liu ve ark 2013). Farklı bir çalışmada ise Mikro bilgisayarlı tomografi dentindeki çatlakların tespiti için kullanılmıştır (Olivera ve ark 2017). Mikro bilgisayarlı tomografi 80 mikron çözünürlüğe sahip olsa bile insan gözü ancak 200 mikron uzaklıktaki iki ayrı noktayı ayırt edebilir (Alberts ve Hopkin 2003). Çalışmamızda dentin çatlağını tespit etmek için incelenecek kesitler isomet (düşük hızlı testere) ile su soğutması altında alındı. Testere ile kesit alınma işlemi sırasında dentinde çatlak oluşma riski yadsınamaz bir gerçektir. Fakat kesit alma esnasında etkili soğutma işlemi uygulandığında dentinde çatlak oluşumunun nadir gerçekleştiği rapor edilmiştir (Wu ve Wesseling 2001; Wu ve ark 2000). Çalışmamızda da benzer şekilde kontrol gruplarından alınan kesitlerde dentin çatlağına rastlanmamıştır.

Kök kanal sisteminin mekanik hazırlığı ile dentin çatlaklarının gelişimi arasındaki ilişkiyi gösteren ilgili literatürün çoğu, değerlendirme için köklerden alınan kesitlere dayanmaktadır (Liu ve ark 2013; Hin ve Wesseling 2013; Ashwinkumar 2014; Yoldaş ve ark 2012; Capar ve ark 2014). De-Deus ve arkadaşlarına (2014) göre bu, literatürde bildirilen yüksek dentin çatlaklarının nedenlerinden biri olabilir. Bizim çalışmamızda pozitif kontrol grubunda çatlak oluşumu gözlenmemesine ek olarak gruplardaki örneklerin apikal yüzelerinde ve alınan kesitlerde varolan çatlak sayıları benzerdir. Bu durum kesit alınma işleminin dentinde çatlağı neden olmadığına göstergesidir.

Çalışmalara bakıldığında dentin defektlerini vertikal kırık, çatlak, çatlak hattı, tamamlanmamış kırık, primer kırık , sekonder kırık vb terimler kullanılmıştır (Shemesh ve ark 2008). Çalışmamızda karışıklık oluşmasını engellemek ve daha sağlıklı bir istatistiksel analiz yapmak adına 'çatlak var' ya da 'çatlak yok' olmak üzere iki ana başlıkta skorlama yaptık.

NiTi eğeler yüksek dayanıklılık ve esneklik özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisinde tercih edilirler. Kök kanal tedavisinde güncel yaklaşım dişe en az zararı verecek şekilde olmalıdır. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan el eğeleri ve döner eğe

sistemlerin alaşımları NiTi'dir. Kök kanal şekillendirme işlemi için kullanılan döner eğe sistemleri kök kanalına rotasyonel kuvvet uygulamaktadır. Bu da dentin üzerinde çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Oluşan dentin çatlaklarının tipi ve büyüklüğü kullanılan eğenin geometrik şekline, koniklik açısına ve metalürjik özelliklerine bağlı olabilir (Yoldaş ve ark 2012). Çalışmamızda 3 farklı döner eğe sistemi ve .05 koniklik açısına sahip NiTi el eğesi kullanılmıştır. Bu sistemlerin tercih edilmesinin sebebi farklı geometrik şekle, farklı koniklik açılarına ve farklı metalürjik özelliklere sahip olmalarıdır.

Çalışmamızla benzer yöntemin uygulandığı araştırmalarda, şekillendirme yapılmamış dişleri ve el eğeleri ile şekillendirilmiş dişleri içeren gruplarda araştırmacılar tarafından ya dentin çatlağı gözlemlenmemiş (Ashwinkumar 2014; Kfir ve ark 2017) ya da el eğesi ile şekillendirme yapılan gruplar diğer gruplarla kıyaslandırıldıklarında çatlak oluşumu bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklar ortaya çıkmadığı belirtilmiştir (Kumari ve Krishnaswamy 2017). Çalışmamızda literatürle uyumlu şekilde, kontrol gruplarında dentin çatlağı gözlemlenmemiştir. Koniklik açısı .02 olan NiTi el eğesi ile şekillendirme yapılan pozitif kontrol grubunda çatlak gözlenmezken, koniklik açısı .05 olan NiTi el eğesi ile şekillendirme yapılan deney gruplarında az sayıda da olsa çatlak gözlenmesini daha yüksek koniklik açısına sahip eğelerin dentinden kaldırdıkları madde miktarı ile ilişkilendirilmesi mümkündür. NiTi döner eğe sistemlerinin bulunduğu deney gruplarında çatlak oluşumunun el eğelerinin bulunduğu deney gruplarına göre daha fazla olmasını döner eğe sistemlerinin belli hız ve torkta sürekli dönme hareketi yapması ile ilişkilendirebiliriz.

Literatürde kanal şekillendirilmesinden sonra çatlak oluşum oranını inceleyen çalışmalarda Bier ve arkadaşları (2009) 4%-16% ; Shemesh ve arkadaşları (2009) ise %12; ayrıca Brklien ve arkadaşları'nın (2014) ise 3-33% oranında çatlak oluşumu bildirdiği gözlenmektedir; bizim çalışmamızda ise çatlak oranı 0 ila %16,7 gibi bir aralıkta gözlemlenmiştir. Kanal dolgusunun yapılmasından sonra mevcut çatlakların Wilcox ve arkadaşları'nın (1997) yaptığı çalışmada % 40'a, Shemesh ve arkadaşları'nın (2009) yaptığı çalışmada ise %20 ila %68'e çıkabileceğini bildirmişlerdir. Shemesh ve arkadaşları (2011) aynı çalışma kapsamında bu rakamın; retreatment prosedürlerinden sonra ise %48-%64'e kadar çıkabileceğini veya kırığa dönüşebileceğini bildirilmiştir. Çalışmamızda yalnızca mekanik şekillendirme prosedürlerinin etkileri incelendiği kanal dolgusu ve retreatment'in etkileri göz ardı edildiği için literatürdeki pek çok çalışmadan

daha düşük değerde %0 ila %16,6 oranında çatlağa rastlanması oldukça beklenen bir sonuçtur.

Yapılan çalışmalarda koniklik açısına sahip NiTi el eğesi kullanılmamıştır. Bu tez çalışmasında deney gruplarından üçünde .05 koniklik açısına sahip olan NiTi el eğesi kullanılmıştır. .05 koniklik açısına sahip NiTi el eğelerinin kullanıldığı gruplarda diğer deney gruplarına göre az sayıda (kesitlerde 2, apikal yüzeyde 1) atlak tespit edilmiştir. Çatlak tespit edilen grup çalışma boyunun AF+1 olduğu gruptur. Bunun sebebinin esnek olan NiTi el eğesi ile AF+1 alışma uzunluğunda şekillendirme yapmak için basınçlı bir şekilde apikale itilmesinden kaynaklandığı düşünülebilir. Aynı koniklik açısına sahip MT döner sistem eğesi (30/.05) ile şekillendirmenin sonlandığı gruplarda istatikselsel olarak anlamlı sayıda daha fazla çatlak olmasını eğe sisteminin belirli hız ve torkta kullanılmasına ve geleneksel NiTi sistem eğelerinden biri olmasına bağlı olduğu düşünülebilir.

Geleneksel NiTi alaşımdan üretilen ProFile GT (GT) ile M-Wire alaşımdan üretilen ProFile GT Series X (GTX) döner eğe sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmada GTX eğelerinin daha esnek olduğu ve klinik kullanımda kırılma riskinin GT eğelerine göre daha düşük olduğu bulunmuştur (Montalvao ve Alada 2011). Çalışma ncesi hipotezimiz deney gruplarının üçünü olışturan MT döner eğe sistemini geleneksel NiTi alaşımdan retilildiği için en fazla çatlak bu gruplarda olacağıydı. Çalışma sonucunda bu gruplarda % 16,7 oranına kadar ulaşan çatlak tespit edilmiştir. Bu oran diğer gruplara oranla daha fazlaydı. S. Hin ve arkadaşları'nın (2013) yaptığı çalışmada MT döner eğe sistemi ile şekillendirme yapılan grupta bizim çalışmamıza yakın olarak %25 oranında çatlak tespit edilmiştir. Yaptıkları alışmada PTU , MT ve SAF eğelerini kullanmışlar. Kullandıkları bu sistemler geneleksel NiTi'den üretilmiştir. MT grubu koniklik açısı daha fazla olan PTU grubuna göre daha az koniklik açısına sahip SAF'a göre daha çok çatlak oluşturmuştur. Çatlak oluşumundaki farkı koniklik açısı ile açıklamışlardır. Bizim alışmamızda kullandığımız MT sistemindeki koniklik açısı (.05) PTN sistemindeki koniklik açısından (.07) daha dşktir. Buna rağmen MT gruplarının daha çok çatlak üretmesinin sebebini PTN eğe sisteminin ısısalsel işlem görmüş (M wire) NiTi kullanılarak üretilmesi ve dentin ile teması en aza indiren eksantrik hareketi olan, merkezsiz bir dikdörtgen kesite ve iki kesme bıçağına sahip olmasıyla açıklanabilir.

Kumari ve arkadaşları (2016) farklı çalışma uzunluklarında paslanmaz çelik el egesi , PTU ve PTN döner ege sistemlerini karşılaştırmışlar. Çalışma sonucu tüm gruplarda az sayıda apikal bölgede dentin çatlağı gözlemlenmiş ve eğerler arasında benzer sayıda dentin çatlağı gözlemlenmişlerdir. Biz çalışmamızda apikal yüzeyde çatlak oluşumu MT egesinin olduğu gruplarda PTN ve HF döner ege sisteminin kullanıldığı gruplara kıyasla sayısal olarak daha fazla olduğunu gözlemledik. Kumari ve arkadaşları yaptıkları çalışmada alt çene küçük azı dişleri kullanmışlar ve apikal genişliği 0,30 mm olacak şekilde şekillendirme yapmışlardır. Bu tez çalışmasında alt çene kesici dişleri kullanılmış apikal genişliği 0,30 mm genişliğinde şekillendirilmiştir. Çalışmalardaki farklı sonucun küçük azı dişlerinin apikal çaplarının kesici dişlere oranla daha geniş olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Bürklein ve arkadaşları (2013) alt çene kesici dişlerin kök kanallarını Resiproc, Waveone, PTU ve MT eğerleri ile AF çalışma uzunluğunda şekillendirmişler. MT grubunda kesitlerde %18 çatlak oluşumu gözlenmiştir. Çalışmamızda MT döner sistem egesiyle AF çalışma uzunluğunda şekillendirilmiş dişlerden alınan kesitlerde %10 oranında çatlak tespit ettik. Yaptıkları çalışmada dişlerin kök kanalları apikal genişlik 0,40 mm olacak şekilde şekillendirilmiş ve irrigasyon solüsyonu olarak %2 'lik NaOCl kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda dişlerin kök kanalları apikal genişlik 0,30 mm olacak şekilde şekillendirilmiş olup irrigasyon solüsyonu olarak %1'lik NaOCl kullandık. Aradaki farkın materyal ve metodun farklı olmasına bağlayabiliriz.

Son yıllarda, üretim sürecinde alaşımı ısıtarak sertleşmeyle sonuçlanan yeni NiTi formları geliştirilmiştir. Bu yenilikçi ısıl işlem, NiTi eğerlerin esnekliğini arttırmıştır. Hieawy ve arkadaşları (2015), NiTi'nin ısıl işleminin, eğerlerin daha esnek olmasına ve yorulma dirençlerinin artmasını sağladığını iddia etmektedir. Isıl işlem görmüş döner eğerlerin değerlendirilmesinde, Li ve arkadaşları (2015), bu eğerlerin geleneksel NiTi döner eğerlerine kıyasla dentinde daha az çatlak olduğunu göstermiştir. PTN ve HF NiTi döner ege sistemleri yeni ısıl işlem kullanılarak üretilmiştir. Çalışmamızda kullanılan ege sayısındaki farklılıklar, eğerlerin koniklik açıları ve NiTi sistemleri arasındaki tork ve hız çalışma prensiplerindeki farklılıklara rağmen, PTN ve HF gruplarındaki dentin çatlağı sayısı geleneksel olarak üretilen NiTi döner ege sistemi olan MT gruplarına göre azdır. Bu sonucun, döner sistem eğerlerine ekstra esneklik kazandıran ısıl işlem görmüş yapılarıyla ilişkili olduğu düşünülebilir.

Çapar ve arkadaşlarının (2014) yaptığı çalışmada alt çene premolar dişleri PTU, PTN ve HF döner ege sistemleri ile şekillendirmişler ve kesit alıp dentin çatlaklarını incelemişlerdir. PTN ve HF ege sistemlerinin oluşturduğu çatlak sayısı benzer olup PTU döner ege sistemlerine göre daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da PTN ve HF eğeleri MT egesine göre daha düşük çatlak oranları göstermişlerdir. PTN sisteminin merkez dışı dikdörtgen tasarımı sayesinde ege ile dentin arasındaki teması en aza indirgeyerek vidalama etkisini azaltır ve dentin üzerindeki çatlak oluşuma riski de azalmış olur. Önceki çalışmalar (Pereira ve ark 2012; Peters ve ark 2013) M wire alaşımı ve kontrollü hafıza NiTi telinden üretilen döner ege sistemlerinin geleneksel NiTi telinden elde edilenlere göre daha az sayıda çatlak oluşumunu bildirmişlerdir. PTN (M wire) ve HF'nin (kontrollü hafıza NiTi tel) daha yüksek esnekliğe sahip olması bizim çalışmamızda olduğu gibi çalışmalarda düşük dentin çatlak oluşumunu açıklamaktadır.

PTN döner ege sisteminin bitirici egesi X3, .07 koniklik açısına sahip olduğu halde aynı apikal çapa ve daha düşük koniklik açısına (.05) sahip MT döner egesine göre dentinde oluşturduğu çatlak sayısı daha azdır. Bunun sebebinin ege sistemlerinin farklı alaşımları ve farklı geometrik dizaynları olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. PTN döner ege sisteminin M-wire teknolojisi ile üretilmiş olması ve ege merkezi dikdörtgen kesidinin merkezini takip etmediğinden yılankavi hareketi yapması bu farklılığa sebep olabilmektedir. HF döner ege sistemi ise PTN döner ege sisteminden istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha az çatlak sayısı göstermiştir. Bu durumun yine aynı sebepten (alaşım ve kesit farklılığı) olduğunu düşünmekle birlikte HF ege sisteminde kullandığımız son ege .04 koniklik açısına sahip olması sonuç üzerinde etkili olabilir. Bazı çalışmalar koniklik açısının artması ile çatlak oluşumunun artacağını ve M-wire ve CM alaşımlarının geleneksel alaşımlara göre daha esnek olup daha az dentin çatlağı oluşturduklarını belirtmişlerdir (Pereira ve ark 2012; Peters ve ark 20148). Bizim çalışmamızın sonuçları da bu çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Ustun ve arkadaşları'nın (2015) yaptığı bir çalışmada alt çene kesici dişleri PTN PTU Resiproc ve el aletleri ile şekillendirmişler. PTN sisteminin kesitlerdeki çatlak oranını %11,7 olarak gözlemlemişlerdir. Dişler şekillendirilirken çalışma uzunluğu AF'de bitirilmiştir. Bizim çalışmamızda PTN sisteminin kullanıldığı ve çalışma uzunluğunun AF'de bitirildiği grupta kesitlerdeki çatlak oranı %5 olarak bulunmuştur. Aradaki farkın bizim çalışmamızda kayma yolunun 15 ve 20 nolu egelerle hazırlanırken

diğer çalışmada kayma yolunun 8 ve 10 nolu eğelerle hazırlanması ve irrigasyon solüsyonu olarak bizim çalışmamızda %1'lik NaOCl kullanılırken diğer çalışmada %2,5 'lik NaOCl kullanılmasına bağlı olduğu düşünülebilir.

Bu çalışmada AF+1 çalışma uzunluğunda şekillendirme yapmak , taşkın şekillendirmenin apikal kök yüzeyinde daha da zararlı bir etkisinin olup olmadığını değerlendirmek için kullanılmıştır. Souza (2006), apikal temizlemenin, mekanik şekillendirmeyi apikal foramenlerin ötesinde 1-2 mm uzatarak cemental kanalda oluşturulan enfeksiyonu ortadan kaldırmak için tasarlandığını iddia etmiştir. Bununla birlikte, bu kişisel görüş meselesi gibi görünmektedir çünkü bu iddiayı destekleyen hiçbir bilimsel kanıt yoktur. Ayrıca, endodontide taşkın şekillendirme nadir görülen bir hata değildir.

Bu çalışmada, farklı döner ege sistemlerinin kullanılması veya çalışma uzunluğu ile apikal dentinal defektlerin oluşumu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki gözlenmemiş olmasına rağmen, çalışma uzunluğu AF-1'den arttıkça, dentin çatlağı gözlenen diş sayısında artış eğilimi gözlenmiştir. Bunun durumun nedeninin, ege ucu ile doğrudan temas ile üretilen mekanik stres sonucu oluşan daha kırılğan apikal dentin varlığını olduğu söylenebilir. Önceki çalışmalar bu eğilimi daha da doğrulamış ve AF'den kısa şekillendirme yapmak dentin çatlak riskini önemli ölçüde azalttığını bildirmiştir (Adorno ve ark 2010; Liu ve ark 2013; Adorno ve ark 2009). Adorno ve arkadaşları (2009; 2010) AF'den 1 mm kısa şekillendirmenin çatlak oluşumunu engellemek için yeterli apikal dentin bıraktığını öne sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda benzer şekilde AF-1 çalışma gruplarında hiç apikal yüzeyde dentin çatlağı görülmemiştir. Aynı şekilde AF gruplarında sadece 3 dişin apikal yüzeyinde çatlak gözlemlenmiştir. Bu çatlakların 2 si MT gruplarında iken 1'i PTN gruplarındadır. Bizim çalışmamızda, apikal bölgede dentin çatlağı , dış apikal yüzeyin büyütme altında doğrudan gözlemlenmesiyle değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, kökler, Adorno ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada olduğu gibi kesilmemiştir, bu nedenle sonuçların doğrudan karşılaştırılmasını engellemektedir. Bu nedenle kök kanal şekillendirmesi yaparken AF çalışma uzunluğunda apikal dentin dokusundan fazla madde kaldırmayan döner ege sistemleri ile çalışılabilir sonucuna varabiliriz. Bitencourt ve arkadaşlarının (2017) yaptığı çalışmada farklı çalışma uzunluklarının apikal kök yüzeyinde oluşturduğu dentin çatlağını gözlemlenmiştir. Bu çalışmada apikaldeki çatlak oluşumunun değerlendirilmesi bizim

çalışmamızla benzer şekilde yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda AF+1 de gözlenen fazla çatlak sayısı bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Adorno ve arkadaşları (2011) farklı çalışma uzunluklarının şekillendirme sonrası apikal yüzeydeki çatlak oluşumunu değerlendirmişlerdir. Çalışmada en fazla çatağın çalışma uzunluğunun AF+1’de bitirildiği grupta gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde apikal yüzeyde en fazla çatlak oluşumu AF+1 gruplarında gözlemlenmiştir. Bunu AF grubu izlerken AF-1 grubunda hiç çatlak görülmemiştir. AF+1 gruplarında daha fazla çatlak görülmesinde apikal yüzeyde oluşan stresin artmasının yanı sıra NaOCl solüsyonunun AF ve AF+1 gruplarında apikal yüzeyle temas etmesine de bağlanabilir. AF-1 grubunda ise NaOCl solüsyonunun hiç apikal teması yoktur.

Oliveira ve arkadaşlarının (2017) yaptığı çalışmada alt çene kesici dişleri şekillendirip bilgisayarlı mikro tomografide apikal çatlak oluşumun gözlemlenmiştir. Şekillendirme AF veya AF-1’e kadar yapılmıştır. HF eğeleri ile şekillendirilen grupta şekillendirme sonrası oluşan çatlakların şekillendirme öncesinde de var olduğunu tespit etmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızda HF eğesi ile AF veya AF-1’de şekillendirme yapılan grupta apikal yüzeyde sadece 1 çatlak oluşumu tespit edilmiştir. Bu paralel sonuç HF eğesinin yeni bir termomekanik işleme prosedürüne tabi tutulan bir telden (CM-tel olarak adlandırılan) işlenmiş olması ve şekillendirme esnasında kanal anatomisine mükemmel uyum sağlaması ile açıklanabilir.

Liu ve arkadaşları (2013), el eğeleri veya döner sistem eğeleri ile yapılan hazırlıkları takiben yapılan apikal çatlakların insidansını, 240 alt çene kesici dışında farklı çalışma uzunluklarında karşılaştırmışlardır. PTU (son boyut F3) veya K3 döner eğeleri (son boyut 0.04 / 35), NiTi Flex K eğeleri (son boyut 35 + geri boyut 40-50'ye geri dönüş) kullanarak kök kanallarının şekillendirmeleri yapmışlardır. Çalışma uzunlukları apikal foramen (AF), AF-1 mm, AF-2 mm, AF + 1 mm idi. İrrigasyon solüsyonu olarak % 2 NaOCl kullanmışlardır. El eğeleri ile şekillendirmenin ardından sadece bir çatlak (% 1.3) tespit etmişken , döner sistem eğeleri ile şekillendirme yapılan gruplarda çatlakların görülme sıklığı % 19.4 olarak tespit etmişler. Çalışma uzunluğu AF’den kısa bırakıldığında önemli ölçüde daha az çatlak bulmuşlar. AF-2mm çalışma uzunluğunda ise hiç çatlak bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda, benzer metodun uygulandığı bu çalışmanın aksine çalışma uzunluklarının benzer olduğu gruplarda apikal yüzeyde daha

az çatlak (%3,9) gözlenmiştir. Aradaki farkı kullanılan döner ege sistem eğerlerinin apikal koniklik açılarına ve hangi tür NiTi alaşımdan üretildiğine dayandırılabilir. Liu ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan döner ege sistemlerinin ikisi de geleneksel NiTi alaşımından elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda geleneksel NiTi alaşımından üretilen MT sistemin kullanılırken diğer sistemler yapım aşamasında ısısız işlem görmüş ve böylelikle esneklikleri arttırılmıştır. MT egesinin apikal şekillendirme egesi 0,30 mm çapında ve .05 apikal koniklik açısına sahipken PTU eğerlerinin son şekillendirme egesi olan F3 egesi 0,30 mm çapında .09 koniklik açısına sahiptir. MT eğerlerin bu özellikleri apikal yüzeyde daha az çatlak oluşumunu açıklamaktadır.

Ashraf ve arkadaşlarının (2016) yaptığı çalışmada alt küçük azı dişleri farklı çalışma uzunluklarında PTU, PTN ve HF döner ege sistemleri ile şekillendirilmiş. Çalışmanın sonucunda apikal yüzeyde uzunluk gruplarında AF-2 mm'de hiç çatlak gözlenmezken oluşan apikal çatlakların AF+1, AF, AF-1 de sırasıyla %26,7 , %21,6 , %8,3 'tür. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde apikal yüzeyde en fazla çatlak AF+1 çalışma gruplarında (%8,8) gözükürken AF grubunda (%3,8) daha az çatlak gözükümüştür. AF-1 grubunda ise hiç çatlak gözükmemiştir. Bunun yanı sıra çatlak oranlarının daha az olması kullanılan diş örneklerinin farklı olmasına, şekillendirmenin farklı apikal çaplarda bitirilmesine bağlayabiliriz. Ayrıca bizim çalışmamızda farklı olarak geleneksel NiTi alaşımından üretilen sistemlerden PTU döner ege sistemi yerine Mtwo ege sistemi kullanılmıştır. MT egesinin S şeklinde kesite sahip olması ve PTU ege sistemine göre daha az koniklik açısına sahip olması daha az çatlak sayısını açıklayabilmektedir. Ashraf ve arkadaşları HF döner ege sistemi ile şekillendirme yapılan gruplarda yalnızca bir örnekte apikal çatlak oluşumu gözlemlemiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde apikal yüzeyde bir örnekte apikal çatlak oluşumunu gözlemledik. Bu durum HF ege sisteminin kontrollü hafıza telinden üretilmesinden dolayı daha esnek ve kanal anatomisine uyumlu olması ve sistemin koniklik açısı düşük ege ile apikal şekillendirme yapması ile açıklanabilir.

Bu çalışmanın apikal yüzeydeki sonuçlarını yorumlarken çalışmanın limitasyonları göz ardı edilmemelidir. Şekillendirme prosedürleri sırasında apikaldeki ve çevresindeki dokuların bütünlüğünün olmaması bu çalışmanın sınırlamalarından biridir,

çünkü periodontal ligament apeksi çatlak başlatmasına karşı koruyabilir. Ayrıca, hücresel sement kalınlığı yaşla birlikte artmakta ve oklüzal aşınmayı dengelemek için meydana gelen telafi edici sement birikmesi çatlağı kapsayabilir ve çatlağın ilerlemesini sınırlayıp sınırlamayacağı bilinmemektedir (Mijör ve Heyeraas 2008).

Kök kanalları şekillendirilirken kullanılan eğe sayısındaki artış dentinde oluşan çatlak sayısında artışa sebep olabilir (Shemesh ve ark 2011). Çalışmamızda MT döner eğe sisteminde 5, HF döner eğe sisteminde 6, PTN döner eğe sisteminde 3 eğe , Mani flare el eğesinde 4 eğe kullanarak kök kanallarını şekillendirilmiştir. Çalışmamızda en çok eğeyi kullandığımız sistem olan HF gruplarında diğer döner eğe sistemlerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha az dentin çatlağı oluşumu gözlenmiştir. Bu sonuç yukarıdaki çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermemektedir ve eğelerin koniklik açıların , kullanıldıkları tork ve hızın , alaşımlarının üretim şeklini farklı olması ile açıklanabilir.

Cheng ve ark (2009) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında şekillendirme tekniğinin dentin üzerinde oluşturduğu stresleri değerlendirmişler. Crown-down , step-back ve reverse-flaring teknikleri ile şekillendirme sırasında benzer stres değerlerin görmüşlerdir. Bizim çalışmamızda MT döner eğe sistemi ve Mani flare Niti el eğesi ile yapılan şekillendirme step back yöntemi ile yapılmıştır. PTN ve HF döner eğe sistemi ile yapılan şekillendirme ise crown-down yöntemi ile yapılmıştır. Gruplar arasında çatlak sayısı bakımından anlamlı fark bulunmaması şekillendirme tekniğinin çatlak oluşumunda önemli bir kriter olmadığı görüşünü desteklemektedir.

Ha ve arkadaşları (2015) sonlu elemanlar analizi ile kanal eğelerinin kesit şekillerinin dentin üzerinde oluşturduğu stresleri incelemişlerdir. Aynı merkez çapta üçgen kesite sahip kanal eğelerinin dikdörtgen kesite sahip kanal eğelerine göre daha az strese neden olduğunu bildirmişlerdir. HF eğe sisteminde koniklik açısı büyük olan eğeler (25/.08 ve 20/.06) üçgen kesite , koniklik açısı küçük olan eğeler (20/.04, 25/.04, 30/.04) dikdörtgen kesite sahiptir. Çalışmamızda HF döner eğe sistemi ile şekillendirilen dişlerde az sayıda çatlak oluşmasını CM alaşımdan üretilmesinin yanı sıra daha fazla çatlağa sebebiyet veren yüksek koniklik açısının bulunduğu eğelerin üçgen kesite sahip olmasıyla açıklayabiliriz. Çalışmamızda kullanılan bir diğer sistem olan PTN eğe sisteminin dörtgen kesitinin olması daha fazla çatlağa sebebiyet vermemesi için sistemin kesitin

merkezinin eğenin merkezi ile aynı olmaması ve kanal içerisinde yılan benzeri hareket yapmasına bağlayabiliriz. Ayrıca alışmamızda kullandığımız uğgen kesiti olan Mani NiTi el eğesinin çok az sayıda çatlak oluşturması Ha ve arkadaşlarını (2015) destekler niteliktedir.

Genel olarak, sonuçlardaki tutarsızlık, bu çalışmanın sonuçlarının literatürde bildirilenlerle doğrudan karşılaştırılmasını engelleyen metodolojik tasarımdaki farklılıklar ile açıklanabilir. Bu çalışmada kullanılan araçlar göreceli olarak son yenilikler olduğundan, literatürdeki deneysel veriler yetersizdir; bu nedenle, bu eğelerin farklı çalışma uzunluklarında kök kanal dentininde ve apikal dış yüzeyinde oluşturduğu dentin hasarını anlamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Ek olarak, apikal dış çevresi için yeni ve daha doğru simülasyonlarının önerilmesi, dentin çatlaklarının oluşumu ve bunun uygulanan yöntemdeki değişikliklerle potansiyel ilişkisini değerlendirmek için deney ortamlarının standartlaşmasına katkıda bulunabilir.

Çalışmamızın sonucunda elde edilen bulgular doğrultusunda geleneksel NiTi döner eğe sistemleri ile apikal foramenden 1 mm kısa şekillendirme yapmanın ve apikal son 1 mm'de şekillendirme yapılırken NiTi el eğelerinin veya ısısız işlem görmüş NiTi döner eğe sistemlerinin tercih edilmesinin dentin ve apikal yüzeyde çatlak oluşumunu önlemede en güvenilir yöntem olduğu gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

Abou-Rass M. , Frank A.L., Glick D.H. (1980). The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Den Assoc*, **101(5)**:792.

Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. (2009) The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod* , 35:389–92.

Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. (2010) The effect of working length and root canal preparation technique on crack development in the apical root canal wall. *Int Endod J* , 43:321–7.

Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. (2011) Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod* 37:522–5.

Alaçam T. (2012) Kök Kanal Tedavisinde Çalışma Uzunluğunun Belirlenmesi. İçinde:Alaçam T (editör). Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara, 515-528.

Alaçam T. (2012) Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler. İçinde:Alaçam T (editör). Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara, 375.

Alaçam T. (2012) Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonu. İçinde:Alaçam T (editör). Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara, 405-514.

Alberts BB, D. Hopkin K. (2003) . Essential Cell Biology. 2 Baskı. Philadelphia: Garland Science/Taylor & Francis Group.

Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2007 Oct;33(10):1212-6.

Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between Temperature-dependent Fatigue Resistance and Differential Scanning Calorimetry Analysis for 2 Contemporary Rotary Instruments. *J Endod*. 2018

Ashraf, F. , Shankarappa, P. ,Misra, A. , Sawhney, A. , Sridevi, N. , Singh, A. (2016) A Stereomicroscopic Evaluation of Dentinal Cracks at Different Instrumentation Lengths

by Using Different Rotary Files (ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex CM): An Ex Vivo Study. *Hindawi Scientifica*, 1, 1-7

Ashwinkumar, V., et al., (2014) Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. *International endodontic journal*, 47(7): p. 622-627.

Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Comp Meth Appl Mech Eng*. 1997;146(3-4):281-312

Bergenholtz G, Lekholm U, Milthon R, Engström B. (1979) Influence of apical overinstrumentation and overfilling on re-treated root canals. *J Endod* , 5:310–4.

Bergenholtz G. (2010) Textbook of Endodontology. 2 Baskı. Wiley-Blackwell, West Sussex,UK, 182-184.

Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, et al. (2009) The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod* , 35:236–8.

Bitencourt MA, Rocha DGP, Bueno CES. (2017) Incidence of Dentinal Defects on the External Apical Root Surface after Instrumentation with WaveOne Reciprocating Files at Different Working Lengths. *J Endod* , 43: 491-495.

Blum, J.Y., Machtou, P., Esber, S., Micallef, J.P. (1997). Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique. *Int Endod J*, **30**: 386–396

Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. (2007) Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal* , 40: 684-691.

BouDagher FE. ,Yared GM. (1995) Comparison of three file stop prepare curved root canals. *Journal of Endodontics*, 21: 264-265.

Buchanan LS. (2000) The standardized-taper root canal preparation: part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int Endod J* , 33:516 –29.

Buchanan LS. (2001) The standardized-taper root canal preparation: part 2. GT file selection and safe handpiece-driven file use. *Int Endod J* , 34:63–71.

Buchanan LS. (2001) The standardized-taper root canal preparation: part 3. GT file technique in large root canals with small apical diameters. *Int Endod J* , 34:149 – 56.

Buchanan LS. (2001) The standardized-taper root canal preparation: part 4. GT file technique in large root canals with large apical diameters. *Int Endod J* , 34:157– 64.

Buchanan LS. (2001) The standardized-taper root canal preparation: part 4. GT file technique in small root canals. *Int Endod J* , 34:244 –9.

Buchanan LS. (2001) The standardized-taper root canal preparation: part 4. GT file technique in abruptly curved canals. *Int Endod J* , 34:250 –9.

Burklein S, Tsotsis P, Schafer E. (2013) Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *Journal of Endodontics* , 39: 501-504.

Bystrom A, Sundqvist G. (1981) Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res* , 89:321– 8.

Calhoun, G., Montgomery, S. (1988). The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endod*, 14:230-234.

Çalışkan MK. (2006) Kanal Aletleri ve Kök Kanal Genişletme Yöntemleri. İçinde:Çalışkan MK (editör). Endodontide Tanı ve Tedaviler, Nobel Tıp Kitap Evleri, Çapa, İstanbul , 273-314.

Capar ID , Arslan H, Akcay M , Uysal B. (2014) Effects of ProTaper Universal , ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod* , 40:1482–4.

Capar ID, Ertas H, Ok E, et al. (2014) Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod*, 40:852–6.

Card SJ, Sigurdsson A, Orstavik D, Trope M. (2002) The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *J Endod* , 28:779–83.

Carlos GA , Takatomo Y , Hideaki S. (2011) Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary les at different working lengths. *J Endod* , 37(4): 522-25.

Cassimiro M, Romeiro K, gominho L, Andresse A, Costa L. (2017) Occurence of dentinal defects after root canal preparation with R-phase, M-Wire and Gold Wire instruments: a micro-CT analysis. *BMC Oral Health* , 17:93

Cheng R. , Zhou XD. , Liu Z. , Yang H. , Gao QH. , Hu T. ((2009). Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J*, 42;220-226

Chow TW. (1983) Mechanical effectiveness of root canal irrigation. *J Endod* , 9: 475–9.

Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*. 1975 Jan-Feb;54(1):89-96.

Cohen S, Burns RC. (1998) *Pathways of the Pulp* 7th ed. St. Louis: C.V. Mosby.

Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, et al. (1998) Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod* , 24:763–7.

De-Deus G, Silva EJ, Marins J, et al. (2014) Lack of causal relationship between dentinal microcracks and root canal preparation with reciprocation systems. *J Endod* , 40:1447–50.

Dummer PMH, McGinn JH, Rees DG. (1984) The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *Int Endod J* , 17:192– 8.

EIAyouti A, Weiger R, Lost C. (2001) Frequency of overinstrumentation with an acceptable radiographic working length. *J Endod* , 27:49–52.

Esposito PT, Cunningham CJ. (1995) A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of Endodontics* , 21: 173-176.

Estrela C. , Leles CR. , Hollanda ACB. , Moura MS. , Pécora JD. (2008). Prevalence and risk factors of apical periodontitis in endodontically treated teeth in a selected population of Brazilian adults. *Braz Dent J*, **19**:34-39

Fava LRG. (1983) Double Flaring Technique. An alternative for biomechanical preparation. *J Endod* , 10-491.

Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al- Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*. 2011 Apr;44(4):337-41.

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*. 2012 Mar;38(3):398-401.

Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. (1995) A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics* , 21: 146-151.

Goerig AC. , Michelich RJ. , Schultz HH. (1982). Instrumentation of root canals in molars using the step-down technique. *J Endod*, **8**:550-554.

Grossman LI. (1970) Endodontic practice, 7th ed. Philadelphia: Lea & Febiger.

Grove CJ. (1931) The value of the dentinocemental junction in pulp canal surgery. *J Dent Res* , 11:466 – 8.

Ha J. , Cheung GSP. , Versluis A. , Lee CJ. , Kwak SW. , Kim HC. (2015). Screw in tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry *Int Endod J*, **48**: 666-672

Ha JH, Kwak SW, Kim SK, Kim HC. Screw-in forces during instrumentation by various file systems. *Restor Dent Endod*. 2016 Nov;41(4):304-9.

Haga C. (1968) Microscopic measurements of root canal preparations following instrumentation. *J Br Endod Soc* , 2:41– 6.

Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. (1999) Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic

instruments. *Journal of Endodontics* , 25: 434-440.

Hieawy A, Haapasalo M ,Zhou H, et al. (2015) Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *J Endod* , 41:1134–8.

Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, et al. (2013) Effects of self-adjusting file , Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod* , 39:262–4.

Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2017 Mar;50(3):303-13.

Ingle JI, Zeldow BJ. (1958) An evaluation of mechanical instrumentation and the negative culture in Endodontic therapy. *J Am Dent Assoc* , 57:471– 6.

Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. (1989) Rigidity of elastomeric impression materials. *Journal of Oral Rehabilitation* , 16: 241-248.

Jou YT, Karabucak B, Levin J, Liu D. (2004) Endodontic working width: current concepts and techniques. *Dent Clin North Am* , 48:323–35.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS. (1996) Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics* , 81: 596-602.

Kerekes K, Tronstad L. (1977) Morphometric observations on root canals on human anterior teeth. *J Endod* , 3:24 –9.

Kfir, A., et al., (2017) Incidence of microcracks in maxillary first premolars after instrumentation with three different mechanized file systems: a comparative ex vivo study. *Clinical oral investigations*, 21(1): p. 405-411.

Kielbassa AM. (2009) Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *International Endodontic Journal* , 42: 22-33. Schafer E,

Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. (2010) Potential relationship

between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, 36: 1195-1199.

Kim S. (2008) Endodontics. 6 Baskı. Shelton, CT, USA: People's Medical Publishing House, 118-150.

Kinney JH , Balooch M , Marshall GW , Marshall SJ. (1999) A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Archives of Oral Biology*, 44: 813-822.

Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: an in vitro study. *J Conserv Dent*. 2017 May-Jun;20(3):161-5.

Küçükay ES. (2004) Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. 2 Baskı. Promat A.Ş İstanbul.

Kumari MR. and Krishnaswamy MM. (2016) Comparative Analysis of Crack Propagation in Roots with Hand and Rotary Instrumentation of the Root Canal-An Ex-vivo Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(7): p. ZC16.

Kuttler Y. (1955) Microscopic investigation of root apices. *J Am Den Assoc* , 50:544 – 52.

Lau R. (1999) Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *Journal of Endodontics* , 25: 427-430.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. (1999) Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *Journal of Endodontics* , 25: 99-104.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. (2001) Anisotropy of tensile strength of root dentin. *Journal of Dental Research*, 80: 453-456.

Levin J, Liu DT, Jou YT. (1999) The accuracy of two clinical techniques to determine

the size of the apical foramen. *J Endod* , 25:294.

Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. (2002) Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28: 448-451.

Liu R, Hou BX, Wesselink P, Wu M, and Shemesh H. (2013) The Incidence of Root Microcracks Caused by 3 Different Single-file Systems versus the ProTaper System. *J Endod* , 39:1054-6.

Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu MK. (2013) Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *J Endod* , 39: 129–132.

Li SH, Lu Y, Song D, et al. (2015) Occurrence of dentinal microcracks in severely curved root canals with ProTaper Universal, WaveOne, and ProTaper Next File systems. *J Endod* , 41:1875–9.

Marending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. (2007) Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *International Endodontic Journal* , 40: 786-93.

Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25: 441-458.

Mauger M, Schindler W, Walker W. (1998) An evaluation of canal morphology at different levels of root resection in Mandibular incisors. *J Endod* , 24:607–9.

McCann JT , Keller LD , LaBounty GL. (1990). Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumentation. *J Endod*, 16:109.

Mickel AK, Chogle S, Liddle J, et al. (2007) The role of apical size determination and enlargement in the reduction of intracanal bacteria. *J Endod* , 33:21–3.

Mijor IA, Heyeraas K. (2008) Pulp-dentin and periodontal anatomy and physiology. In: Ørstavik D, Pitt Ford T, eds. *Essential Endodontology: Prevention and Treatment of*

Apical Periodontitis. 2nd ed. Blackwell Munksgaard , 10–43.

Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. (2012) The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iran Endodontic Journal* , 7: 177-182.

Miyazaki S, Suizu K, Otsuka K, Takashima T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. *MRS International Meeting on Adv Mater.* 1989;9:263-268.

Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. (1998) Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 24: 843-847.

Mizutani T , Ohno N , Nakamura H . (1992) Anatomical study of the root apex in the maxillary anterior teeth. *J Endod* , 18:344 –7.

Montalvao, D., Alçada, F.S. (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod*, 37:1158-1161

Mullaney, T.P. (1979). Instrumentation of finely curved canals. *Dent Clin North Am*, 23:575-592.

Nair PN, Sjogren U, Krey G, Kahnberg KE, Sundqvist E. (1990) Intraradicular bacteria and fungi in root-filled, asymptomatic human teeth with therapy-resistant periapical lesions: a long-term light and electron microscopic follow-up study. *J Endod* , 16:580 – 8.

Nanci A. (2003) Dentin-pulp complex. İçinde: Nanci A (Çeviri editörü). *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*, 6 Baskı. St Louis, Mosby, 192-239.

Nasser SN, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mech Mater.* 2006;38(5-6):463-74.

Nehammer CF. (1985) Treatment of the emergency patient. *Br Dent J* , 158:245–54.

Oliveira BP. , Camara AC. , Duarte DA. , Heck RJ. , Antonino ACD, Aguiar CM. (2017) Micro-computed Tomographic Analysis of Apical Microcracks before and after Root Canal Preparation by Hand, Rotary, and Reciprocating Instruments at Different Working Lengths. *J Endod* , 40:1-5

Onnink PA, Davis RD, Wayman BE. (1994) An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *Journal of Endodontics* , 20: 32-37.

Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* 2005;50(5):511-678.

Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. Cap 1, Introduction; p.1-26.

Palamara JE, Wilson PR, Thomas CD, Messer HH. (2000) A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. *Journal of Dentistry* ,28: 141- 146.

Papa J, Cain C, Messer HH. (1994) Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endodontic Dental Traumatology*, 10: 91-93.

Parashos P, Messer HH. (2006) Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics* , 32: 1031-1043.

Pashley D, Okabe A, Parham P. (1985) The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endodontics Dental Traumatology* , 1: 176-179.

Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L. (2008) Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *J Endod* , 34:314–7.

Pataky L, Ivanyi I, Grigar A, Fazekas A. (2002) Antimicrobial efficacy of various root canal preparation techniques: an *in vitro* comparative study. *J Endod* , 28:6 –3.

Pereira AG, Fagundes dos Santos RM, Mendes Azevedo KC, Raposo LH, Biffi JC. Assessment of influence of flexion angles of files in apical stop preparation by using manual and rotary instrumentation techniques. *J Endod.* 2012 Oct;38(10):1383- 6.

Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC. (2012) Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 45:469–74.

Pereira ÉS, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod*. 2015 Jan;41(1):67-71.

Peters OA, Morgental RD, Schulze KA. (2013) Determining cutting efficiency of nickel titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J* 2, July 23;

Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paque F, Kopper PMP, Vier-Pelisser FV. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*, 47:505–13.

Peters OA, Barbakow F. (2002) Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, 35: 379-389.

Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MA. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J*. 2017 Nov.

Poolthong S, Mori T, Swain MV. (2001) Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dental Materials Journal*, 20: 227-236.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23: 77-85.

Rahimi S, Janani M, Lot M, Shahi S, Aghbali A, Pakdel MV, et al. (2014) A review of antibacterial agents in endodontic treatment. *Iran Endod J*. 9(3): 161–68.

Ram Z. (1977) Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 44: 306–12.

Randow K, Glantz PO. (1986) On cantilever loading of vital and non-vital teeth. *Acta*

Odont Scand , **44**: 271–277.

Rapisarde E. (1999) Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary NiTi endosonic files. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics* , 88: 343-347.

Reig R, Laiolo J, Navia A, Reboredo E, Romelli JA. (1952) Histological study of instrumentation in root canals. *Int Endod J* , 3:24 –9.

Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YT, Sousa- Neto MD. (2008) Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *Journal of Dentistry* , 36: 69-73

Ricucci D, Langeland K. (1998) Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 2. A histological study. *Int Endod J* , 31:394 – 409.

Ricucci D, Langeland K. (1998) Apical limit of root canal instrumentation and obturation. Part 2. A histological study. *Int Endod J* , 31:394,.

Ricucci D. (1998) Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1. Literature review. *Int Endod J* , 31:384 –93.

Roberson TM. (2006) Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5 Baskı. Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 17-64.

Roças IN, Siqueira JF Jr. (2012) Characterization of microbiota of root canal-treated teeth with posttreatment disease. *J Clin Microbiol* , 50:1721–4.

Rodrigues RC, Antunes HS, Neves MA. (2015) Infection control in retreatment cases: in vivo antibacterial effects of 2 instrumentation systems. *J Endod* , 41:1600–5.

Rodrigues RC. Ve ark. (2017) Influence of the Apical Preparation Size and the Irrigant Type on Bacterial Reduction in Root Canal–treated Teeth with Apical Periodontitis. *J Endod* , 35:1-6

Rollison S, Barnett F, Stevens RH. (2002) Efficacy of bacterial removal from

instrumented root canals in vitro related to instrumentation technique and size. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 94:366–71.

Rose E, Svec T. (2015) An evaluation of apical cracks in teeth undergoing orthograde root canal instrumentation. *J Endod* , 41:2021–4.

Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. (2000) Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27: 595-601.

Sathorn C, Palamara, Messer HH. (2005) A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod* , 31:283–7.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. (2000) Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26: 161-165.

Schafer, E., Tepel, J. (1996). Cutting efficiency of hedstrom, S and U files made of various alloys in filling motion. *Int Endod J*, 29:302-308.

Schilder H. (1974) Cleaning and shaping the root canal . *Dent Clin North Am* , 18:269–96.

Sedgley CM, Messer HH. (1992) Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontics*, 18: 332-335.

Shabalovskaya SA, Anderegg JW. (1995) Surface Spectroscopic Characterization of Tini Nearly Equiatomic Shape-Memory Alloys for Implants. *Journal of Vacuum Science & Technology a-Vacuum Surfaces and Films*, 13: 2624-2632.

Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. (2009) The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J* . , 42(3): 208-13.

Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu MK. (2011) Damage to root dentin during retreatment procedures. *J Endod* , 37: 63–6.

Shemesh H, van Soest G, Wu MK, Wesselink PR. (2008) Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography. *J Endod* , 34: 739-42.

Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod*. 2008 May;34(5):606- 10.

Shen Y, Peng B, Cheung GS. (2004) Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics* , 98: 605-610.

Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011 Jul;37(7):997-1001.

Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. (2011) Antimicrobial efficacy of chlorhexidine against bacteria in biofilms at different stages of development. *J Endod* , 37:657–61.

Shen Y, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013 Jul;39(7):919-23.

Shuping GB, Ørstavik D, Sigurdsson A, Trope M. (2000) Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications. *J Endod* , 26:751–5.

Simon J. (1994) The apex: how critical is it? *Gen Dent* , 42:330 – 4.

Siqueira J, Araujo M, Garcia P, Fraga R, Saboia Dantas C. (1997) Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endod* , 23:499 – 02.

Siqueira J, Lima K, Magalhaes F, Lopes H, de Uzeda M. (1999) Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques. *J Endod* , 25:332–5.

Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. (1990) Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* , 16:498 – 04.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. (2004) Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence International*, 35: 281-286.

Soros C, Zinelis S, Lambrianidis T, et al. (2008) Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 106:e64–70.

Souza RA. (2006) The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. *Braz Dent J* , 17:6–9.

Spangberg L. (2001) The wonderful world of rotary root canal preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radio Endod* , 92:479.

Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. (1999) Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* , 25: 17-20.

Strawn SE , White JM , Marshall GW , Gee L , Goodis HE , Marshall SJ. (1996) Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *Journal of Dentistry*, 24: 417-423.

Tan B, Messer H. (2002) The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *J Endod* , 28:658 – 64.

Tekçe NA. (2011) 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.

Thompson SA. (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33: 297-310.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000 Jul;33(4):297-310.

- Torabinejad M. (1994). Passive step-back technique. A sequential use of ultrasonic and hand instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Apr;77(4):402-5.
- Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kr A. (2010) Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *J Endod* , Sep;36(9):1455-1458.
- Ullmann CJ, Peters OA. (2005) Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31: 183-186.
- Usman N, Baumgartner JC, Marshall JG. (2004) Influence of instrument size on root canal debridement. *J Endod* , 30:110 –2.
- Ustun Y, Aslan T, Sagsen B, Kesim B. (2015) The effects of different nickel-titanium instruments on dentinal microcrack formations during root canal preparation. *Eur J Dent* ,9:41-6.
- Versiani M, Souza E, De-Deus G. (2015) Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. *Endod Topics* , 33:87–156.
- Versumer J , Hulsmann M , Schafers F. (2002) A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary NiTi instruments. *International Endodontic Journal* , 35: 37-46.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. (1988)An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. Jul;14(7):346-51.
- Walton R. (1996) Principles and Practise of Endodontics. 3 Baskı. Saunders Company, Philadelphia-Pennsylvania , 324-325.
- Weiger R, De Lucena J, Decker H, Lost C. (2002)Vitality status of microorganisms in infected human root dentine. *Int. Endod J* , 35:166 –71.
- Weine F. (1972) Endodontic therapy. St. Louis: C.V. Mosby , 209 –22.
- West JD, Roane JB. (1998) Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S,

Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, 7th ed. St Louis, MO: Mosby;203–57.

Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. (1997) The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod* , 23: 533–4.

Wu M-K, Wesselink PR. (2001) A primary observation on the preparation and obturation in oval canals. *Int Endod J* , 34: 137-41.

Wu M, Wesselink PR. (1995) Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of the curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Path* , 79:492– 6.

Wu MK, Barkis D, Roris A, Wesseling P. (2002) Does the first file to bind correspond to the diameter of the canal in the apical region? *Int Endod J* , 35:264 –7.

Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. (2000) Prevalence and extent of long oval canals in apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 89: 739-43.



Wu MK, Wesselink PR, Walton RE. (2000) Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 89:99–103.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. (1999) Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal* , 32: 115-119.

Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, et al. (2012) Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod* , 38: 232–5.

Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. (2001) In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering Physics* , 23: 567-572.

ETİK KURUL KARARI

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

25.11.2015

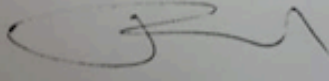
Sayı :65
Konu :Prof. Dr. F. Raif Erişen

Sayın Prof. Dr. F. Raif ERİŞEN
Endodonti Anabilim Dalı

İlgili: Endodonti Anabilim Dalının 24/11/2015 gün ve 368399 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2015/70 dosya nolu "Güncel Ni-ti döner eğe sistemleri ile kök kanalı şekillendirilmesi sırasında farklı çalışma uzunluklarının diş kökünde mikro çatlak oluşumuna etkisinin araştırılması" başlıklı çalışma kurulumuzun 25/11/2015 tarih ve 22 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.



**Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı**

Eki: I.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

Güncel "Niti döner eğe sistemleri" ile kök kanalı
şekillendirilmesi sırasında farklı çalışma uzunluklarının
dentinde çatlak oluşumuna etkisinin araştırılması

ORJİNALLİK RAPORU

%14	%7	%3	%8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%5
2	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	%3
3	KALYONCUOĞLU, Elif, UZUN, İsmail, KESKİN, Cangül, ÖZDEMİR, Özgür and GÜLER, Buğra. "Farklı kök kanal patları ile doldurulmuş kök ", Cumhuriyet Üniversitesi/ Dişhekimliği Fakültesi, 2016. Yayın	%1
4	www.istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
5	Submitted to Beykent Universitesi Öğrenci Ödevi	%1
6	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	MÜNİP	Soyadı	ÇOLAKOĞLU
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	22.11.1988
Email	munip.dt@hotmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ ENDODONTİ ANABİLİM DALI	
Yük.Lis.		
Lisans	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2011
Lise	DEDE KORKUT ANADOLU LİSESİ	2006

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin