

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ANKARA

**MOTORLA KULLANILAN
İKİ FARKLI NİTİ TEK EĞE SİSTEMİNİN
MEKANİK VE KÖK KANALI ŞEKİLLENDİRME
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Mehmet YOLAGİDEN

Endodonti Programı

Uzmanlık Tezi

ANKARA
2016

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ANKARA

MOTORLA KULLANILAN
İKİ FARKLI NİTİ TEK EĞE SİSTEMİNİN
MEKANİK VE KÖK KANALI ŞEKİLLENDİRME
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Mehmet YOLAGİDEN


Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsünün
Endodonti Programı
için Öngördüğü
Uzmanlık Tezi
olarak hazırlanmıştır.


TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ö. Cumhuri AYDIN

ANKARA
2016

T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne:

“Motorla Kullanılan İki Farklı NiTi Tek Eğe Sisteminin Mekanik ve Kök Kanalı Şekillendirme Özelliklerinin Karşılaştırılması” konulu bu çalışma jürimiz tarafından Endodonti Anabilim Dalı'nda Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.


Tez Danışmanı: Prof.Dr. Ömer Cumhuri AYDIN 
Sağlık Bilimleri Üniversitesi Endodonti A.D.

Üye : Yrd.Doç.Dr. Kadriye DEMİRKAYA 
Sağlık Bilimleri Üniversitesi Endodonti A.D.

Üye : Prof.Dr. Özgür UZUN 
Gazi Üniversitesi Endodonti A.D.

ONAY:

Dt. Mehmet YOLAGİDEN'in 21.10.2016 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Mustafa GEREK
Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Sağ.Bil.Enst.Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması GATA K.lığının 27 Nisan 2016 tarihli kararı ile Endodonti AD. Başkanlığında yapılmıştır.

Bu çalışmada motorla kullanılan iki farklı NiTi tek eğe sisteminin mekanik ve kök kanalı şekillendirme özelliklerinin karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmamda değerli bilgileriyle bana yol gösteren, her türlü yardım ve desteklerini sağlayan Anabilim Dalı Başkanım ve Danışmanım Sayın Prof. Dr. Ö. Cumhur AYDIN'a,

Tezin AFM görüntülerinin ve analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Sayın Melike KAYA'ya ve SEM görüntülerinin ve analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Sayın Elif YILDIZ'a,

Tez çalışmam sırasında destekleriyle yanımda olan tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca her zaman yanımda olan ve desteğini benden esirgemeyen aileme teşekkürü bir borç bilirim.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, güncel iki farklı NiTi döner eğe sisteminin iki farklı kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluk dirençlerinin ve şekillendirme yeteneklerinin yapay kanallarda incelenmesi ve klinik kullanım sonrası ve tekrarlayan sterilizasyon döngüleri sonrasında yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin SEM ve AFM ile incelenmesidir.

Çalışmamızın birinci bölümünde 80 adet HyFlex™ EDM One File (#25/.08) ve One Shape®(#25/.06) eğe kullanıldı. Eğelerin yarısı (n=40) şeffaf rezin blokların yapay kanallarında beş kere şekillendirmede kullanıldı. Yeni ve 5x kullanılmış eğelerin döngüsel yorgunluk direnci; 60° kurvatür açısı ve 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelik yapay kanallarda test edildi. Kırılana kadar gerçekleşen tur sayıları, dönme hızları ile kırılana kadar geçen süre çarpılarak hesaplanarak test edildi. Eğelerin kırık yüzeyleri SEM (tarama elektron mikroskobu) ile incelendi. Veriler t-testi kullanılarak anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olacak şekilde değerlendirildi. HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk direnci hem 5 mm. hem 10 mm. kurvatür yarıçapında One Shape®eğelerden anlamlı derecede daha yüksek çıktı ($p<0.05$). Döngüsel yorgunluk direnci 10 mm. kurvatür yarıçapında 5 mm. kurvatür yarıçapından anlamlı derecede yüksek çıktı ($p<0.05$). Klinik kullanım sayılarının istatistiksel olarak anlamlı çıksa da ($p<0.05$) eğe ömrü ve döngüsel yorgunluk direnci üzerinde fazla etkisi olmadığı görüldü.

Çalışmamızın ikinci bölümünde 80 adet şeffaf rezin blok, HyFlex™ EDM (#25/.08) ve diğer yarısı One Shape®(#25/.06) ile kanal şekillendirmesinde kullanılmak üzere iki gruba ayrıldı. Şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüler dijital SLR fotoğraf makinesi kullanılarak kaydedildi Görüntüler, bilgisayarda üst üste çakıştırılarak, ilki kanalın apikalinde olmak üzere koronale doğru birer mm. aralıklarla onbir ölçüm noktası belirlendi. Onbir ölçüm noktasında kanalın iç ve dış duvarından kaldırılan madde miktarı mm. olarak hesaplandı. Elde edilen ölçümler kanalın iç ve dış duvarından kaldırılan madde miktarı,kanal transportasyonu ve

merkezleme yeteneği açısından karşılaştırıldı. Veriler t-testi kullanılarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olacak şekilde analiz edildi. Uzaklaştırılan madde miktarları değerlendirildiğinde, kanalın i duvarında 0,1 ve 10. lüm noktalarında eğeler arasında fark bulunmadı, diğer ölçüm noktalarında HyFlex™ EDM eğeler One Shape® eğelerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıktı ($p \leq 0.0001$). Kanalın dış duvarında 1,9, ve 10. lüm noktalarında eğeler arasında fark bulunmadı, diğer ölçüm noktalarında HyFlex™ EDM eğeler One Shape® eğelerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıktı ($p \leq 0.01$, $p \leq 0.001$, $p \leq 0.0001$). HyFlex™ EDM eğeler kanalın i duvarında, One Shape® eğeler kanalın dış duvarında kanal transportasyonuna neden olmuştur. HyFlex™ EDM eğeler 3,8,9 ve 10. lüm noktalarında One Shape® eğelerden daha merkezde konumlandı ($p < 0.05$, $p \leq 0.01$). şekillendirme deneyi boyunca hiçbir eğede kırılma meydana gelmedi.

Çalışmamızın ünc bölümünde yeni, 5 kere sterilizasyon döngüsüne sokulmuş ve 5 kere şeffaf rezin blokların yapay kanallarında kullanılmış HyFlex™ EDM (#25/.08) ve One Shape® (#25/.06) eğelerin yüzey topoğrafisinde meydana gelen nano ölçekteki değişimler atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak incelendi. Eğelerin uçtan 3 mm.lik kısımları boyunca 7 farklı nokta ($2 \times 2 \mu\text{m}$) atomik kuvvet mikroskobunda tarandı. Her bir eğe için elde edilen RMS (nm.) değerleri kaydedildi. Elde edilen değerler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post-hoc Tukey ve Bonferroni testi kullanılarak ve anlamlılık düzeyi $p > 0.05$ olacak şekilde değerlendirildi.

Elde edilen veriler değerlendirildiğinde şekillendirme ve sterilizasyon işlemlerinden sonra tüm alanlarda RMS değerleri değermiş ve yüzey bozukluğu meydana gelmiştir. Buna karşın meydana gelen değerim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$)

Anahtar kelimeler: Döngüsel yorgunluk direnci, kk kanal şekillendirmesi, atomik kuvvet mikroskobu, NiTi dnen eğeler.

SUMMARY

The aim of this study is to investigate the cyclic fatigue resistance of two different novel rotary nickel titanium file systems in artificial canals with two different radii of curvatures and compare the shaping abilities in simulated curved canals and evaluate the topography of new, used and sterile instruments by using scanning electron microscope and atomic force microscope.

In the first part of study 80 HyFlex™ EDM One File (#25/.08) and One Shape® (#25/.06) files were used. 40 of each files were used five times in the simulated curved canals of resin blocks. The cyclic fatigue resistance of the new and used files was tested in a stainless steel artificial root canals with 60° angle and the 5 mm and 10 mm radii of curvature . The number of cycles to fracture was calculated by multiplying the rotational speed and time to fracture. The fracture surface of files were examined by using SEM. The data was analysed with using t-test and the significance was set at $p < 0.05$.

The results showed that, cyclic fatigue resistance of HyFlex™ EDM files was significantly higher than One Shape® Files ($p < 0.05$). Between 5 mm. and 10 mm. radius groups, cyclic fatigue resistance was significantly higher in 10 mm. radius group than the 5 mm. radius group. Although the number of clinical usage was statistically significant, it did not have a significant effect on instrument lifespan and cyclic fatigue resistance .

In the second part of the study; 80 acrylic resin blocks were used and were divided into two equal groups to be instrumented by HyFlex™ EDM and One Shape® files. Pre- and postoperative images were recorded by a digital SLR camera and were transferred to computer software. The images were superimposed by using a software and the measurements were made with 10 circles each had 1 mm distances between each other. The measurements were then compared according to canal transportation and the centering ability. The results were analysed with t-test and the significance was set as $p < 0.05$.

Removed resin was valued and in the inner canal walls at 0,1 and 10th points consequently statistically no significant. The other measure points HyFlex™ EDM files removed statistically significant more resin than One Shape® files ($p \leq 0.0001$). In the outer canal walls at 1,9 and 10th points consequently statistically no significant. The other measure points HyFlex™ EDM files removed statistically significant more resin than One Shape® files ($p \leq 0.01$, $p \leq 0.001$, $p \leq 0.0001$). HyFlex™ EDM files showed more canal transportation than One Shape® files ($p < 0.05$). HyFlex™ EDM files showed greater canal transportations in inner walls whereas One Shape® files showed greater canal transportations in outer walls. HyFlex™ files were more centered than One Shape® files at 3,8,9 ve 10th points ($p < 0.05$, $p \leq 0.01$). None of the files were broken during shaping procedure.

In the third part of the study, the differences in surface characteristics of new, 5x used and 5x sterilised HyFlex™ EDM and One Shape® files were analyzed in atomic force microscope. 7 different points along at 3 mm tip of the files were scanned with atomic force microscope. Mean RMs (nm.) and Ra (nm.) values for each instrument were saved for each file. The data were analyzed by ANOVA, post-hoc Tukey and Bonferroni tests with the significance level set at $p < 0.05$.

The results showed that after autoclave sterilisation and repeated clinical use, RMs and Ra values changed in all areas and surface irregularities occurred. Despite, the changes were not statistically significant ($p > 0.05$).

Key words: cyclic fatigue resistance, shaping ability, atomic force microscope, repeated cilinical use, NiTi rotary files.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	İV
ÖZET	V
SUMMARY	Vii
İÇİNDEKİLER.....	İX
SİMGELER VE KISALTMALAR	Xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 Kök Kanal Tedavisinin Amacı:.....	3
2.2 Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler:	4
2.2.1 Geleneksel Paslanmaz Çelik El Aletleri:	4
2.2.2 Geleneksel Kanal Aletlerinin Dezavantajları:	7
2.2.3 Nikel-Titanyum Alaşımlar:	8
2.2.4 Endodontide NiTi Alet Kullanımı:	9
2.2.5 NiTi Aletlerin Tasarım Özellikleri:	12
2.3 Kök Kanallarının Şekillendirilmesi:	14
2.3.1 Kök Kanal Şekillendirme Teknikleri:	17
2.3.2 NiTi Döner Aletler ile Kök Kanal Şekillendirmesi:	21
2.3.3 NiTi Dönen Alet Sistemlerinin Gelişimi:	23
2.3.4 Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Oluşabilecek İşlemsel Hatalar:	27
2.3.5 Metal Yorgunluğu ve Döner NiTi Aletlerin Kırılma Riski:.....	30
2.4 Çalışmada Kullanılan Sistemler:	36
2.4.1 One Shape®:	36
2.4.2 HyFlex™ EDM:	38
2.4.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM):	41

2.4.4	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM):	42
3	GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1	Döngüsel Yorgunluk Direnci Deneyi.....	45
3.2	Şekillendirme Yeteneği Deneyi	48
3.2.1	Uzaklaştırılan Madde Miktarı	53
3.2.2	Kanal Transportasyonu Miktarı ve Yönü	53
3.2.3	Merkezeleme Yeteneği	54
3.2.4	Alet Kırığı	54
3.2.5	İstatistiksel Analiz	54
3.3	SEM ve AFM ile Görüntüleme ve Yüzey Analizi Deneyi	54
4	BULGULAR	57
4.1	Döngüsel Kırık Direnci Deneyi Bulguları.....	57
4.1.1	5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Çapında Farklı Marka Yeni ve 5x Kullanılmış Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları	57
4.1.2	5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Aynı Marka Yeni ve 5x Kullanılmış Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları	64
4.1.3	Kurvatür Yarıçapına Göre Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları	70
4.2	Şekillendirme Yeteneği Deneyi Bulguları	75
4.2.1	Uzaklaştırılan Madde Miktarı Bulguları	75
4.2.2	Kanal Transportasyonu Miktarı ve Yönü Bulguları	79
4.2.3	Merkezeleme Yeteneği (Centering Ability) Bulguları	80
4.2.4	Alet Kırığı	81
4.3	AFM Deneyi ve SEM Görüntüleme Deneyi Bulguları	82
4.3.1	AFM Deneyi Bulguları	82
4.3.2	SEM Görüntülemesi ve EDX Analizi Bulguları	86
5	TARTIŞMA.....	95
6	SONUÇLAR.....	130
	KAYNAKLAR	132

SİMGELER VE KISALTMALAR

NiTi : Nikel Titanyum

CM : Control Memory

SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu

AFM : Atomik Kuvvet Mikroskobu

ISO : Uluslararası Standartlar Teşkilatı

mm : Milimetre

NOL : Deniz Kuvvetleri Mühimmat Laboratuvarları

ŞHA : Şekil Hafızalı Alaşımlar

CNC : Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol

SAF : Self Adjusting File

nm : Nanometre

STM : Taramalı Tünelleme Mikroskobu

EDX : Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi

rpm : Devir / Dk.

NCF : Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayısı

Cs: Santisaniye

MMAG : Manyetik Malzeme Araştırma Grubu

EMB : Elektron Mikroskobu Birimi

RMS : Karekök Ortalama

Ra : Ortalama Pürüzlülük

SD: Standart Sapma

DSC : Diferansiyel taramalı kalorimetre

XRD : X-ışını difraksiyonu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. One Shape® tek eğe sistemi:	37
Şekil 2.2. HyFlex™ EDM One File tek eğe sistemi.....	39
Şekil 3.1. Döngüsel yorgunluk deney düzeneği.....	46
Şekil 3.2. Deney düzeneğinin 5 mm. ve ø10 mm. yapay kanalları.....	47
Şekil 3.3. Şekillendirme deneyi için hazırlanan pleksiglas deney düzeneği	49
Şekil 3.4. Şekillendirme öncesi ve sonrası alınan dijital görüntüler. A: Şekillendirme öncesi, B: HyFlex™ EDM ile şekillendirme sonrası, C: One Shape® ile şekillendirme sonrası	51
Şekil 3.5. A: İşlem öncesi ve sonrası çakıştırılmış görüntüler, B: Kompozit görüntülerin üzerine çizilen rehber çemberler	52
Şekil 3.6. A: NT-MDT AFM cihazı, B: Nanosensors AFM uçları.....	56
Şekil 4.1. ø5 mm. farklı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırık oluşana kadar yapmış oldukları tur sayıları (**** p≤0.0001).....	57
Şekil 4.2. ø10 mm . farklı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırık oluşana kadar yapmış oldukları tur sayıları (**** p≤0.0001).....	58
Şekil 4.3. ø5 mm. aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları.....	64
Şekil 4.4. ø10 mm. aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları.....	64
Şekil 4.5. Aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin ø5 mm. ve ø10 mm. kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları (p≤0.0001)	70
Şekil 4.6. Kök kanalından uzaklaştırılan madde miktarları (**p≤0.01, ***p≤0.001, **** p≤0.0001)	76
Şekil 4.7. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kök kanalı iç duvarından uzaklaştırdıkları madde miktarları (****p≤0.0001).....	77
Şekil 4.8. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kök kanalı dış duvarından uzaklaştırdıkları madde miktarları (**p≤0.01, ***p≤0.001, **** p≤0.0001).....	78
Şekil 4.9. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kanal transportasyonu	79
Şekil 4.10 HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin merkezleme yetenekleri.....	81
Şekil 4.11. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, B: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, C: 5x steril HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, D: Yeni One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi, E: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi, F: 5x steril One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi	82
Şekil 4.12. Atomik kuvvet mikroskobu ölçüm değerleri	82
Şekil 4.13. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin ø5 mm. SEM görüntüsü, B: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin ø5 mm. SEM görüntüsü, C: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral ø5 mm. SEM görüntüsü, D: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin ø5 mm. SEM görüntüsü, E: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin ø5 mm. SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral ø5 mm. SEM görüntüsü, G: Yeni One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin ø5 mm. SEM görüntüsü, H: Yeni One	

Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 5 mm. SEM görüntüsü, I: Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 5 mm. SEM görüntüsü, J: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin \varnothing 5 mm. SEM görüntüsü, K: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 5 mm. SEM görüntüsü, L: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 5 mm. SEM görüntüsü	87
Şekil 4.14. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, B: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, C: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, D: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, E: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 10 SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, G: Yeni One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, H: : Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, I: : Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, J: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, K: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü, L: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral \varnothing 10 mm. SEM görüntüsü	88
Şekil 4.15. A:Yeni HyFlex™ EDM eğelerin lateral SEM görüntüsü, B: 5x steril HyFlex™ EDM eğelerin lateral SEM görüntüsü, C: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin lateral SEM görüntüsü, D: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, E: 5x steril HyFlex™ EDM eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğeleriin uç tasarımının SEM görüntüsü	89
Şekil 4.16. A: Yeni One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, B: 5x steril One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, C: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, D: Yeni One Shape® eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, E: 5x steril One Shape® eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, F: : 5x kullanılmış eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü	90
Şekil 4.17: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin EDX spektrumu	91
Şekil 4.18: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin EDX spektrumu	92
Şekil 4.19: Yeni One Shape® eğelerin EDX spektrumu	93
Şekil 4.20: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin EDX spektrumu	94

TABLolar DİZİNİ

Tablo 4.1. ϕ 5 mm. yeni eğelere ait tur sayısı değerleri.....	59
Tablo 4.2. ϕ 5 mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	59
Tablo 4.3. ϕ 5 mm. 5x kullanılmış eğelere ait tur sayısı değerleri.....	60
Tablo 4.4. ϕ 5 mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	60
Tablo 4.5. ϕ 10 mm. yeni eğelere ait tur sayısı değerleri.....	61
Tablo 4.6. ϕ 10 mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	62
Tablo 4.7. ϕ 10 mm. 5x kullanılmış eğelere ait tur sayısı değerleri.....	63
Tablo 4.8. ϕ 10 mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	63
Tablo 4.9. ϕ 5 mm. yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri.....	65
Tablo 4.10. ϕ 5 mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	65
Tablo 4.11. ϕ 5 mm. yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri.....	66
Tablo 4.12. ϕ 5 mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	66
Tablo 4.13. ϕ 10 mm. yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri.....	67
Tablo 4.14. ϕ 10 mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	68
Tablo 4.15. : ϕ 10 mm. yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri.....	69
Tablo 4.16. : ϕ 10 mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	69
Tablo 4.17. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. yeni HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri	71
Tablo 4.18. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	71
Tablo 4.19. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. yeni One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri ..	72
Tablo 4.20. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	72
Tablo 4.21. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri	73
Tablo 4.22. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	73
Tablo 4.23. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri	74
Tablo 4.24. ϕ 5 mm. ve ϕ 10 mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri	75
Tablo 4.25. : Kök kanalının i ve dış duvarlarından uzaklaştırılan madde miktarı değerleri	75
Tablo 4.26. Kanal transportasyonu miktarının ve yönünün gruplara göre dağılımı ..	79
Tablo 4.27. Merkezleme yeteneğinin gruplara göre dağılımı	80
Tablo 4.28. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen RMS ve Ra değerleri (nm).....	83
Tablo 4.29. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri (nm)	83

Tablo 4.30. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış One Shape® eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen RMS ve Ra değerleri (nm)..... 84

Tablo 4.31. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış One Shape® eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri (nm) 84



1 GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin amacı, sağlıklı periapikal ortamın korunması veya hastalıklı apikal periodonsiyumun iyileştirilmesi için uygun şartların oluşturulmasıdır (1). Endodontik tedavi; kök kanallarının mekanik olarak şekillendirilmesi, kimyasal solüsyonlarla dezenfekte edilerek organik ve inorganik doku artıklarından temizlenmesi ve kök kanal sisteminin üç boyutlu olarak sızdırmaz şekilde doldurulmasından oluşan üç basamaklı işlemler bütünüdür (2).

Kök kanallarını şekillendirmek için bugüne kadar çok sayıda alet ve teknik geliştirilmiştir (3). Fakat paslanmaz çelik el eğeleri kullanılarak gerçekleştirilen geleneksel tekniklerin birtakım olumsuzlukları bulunmaktadır. Bu olumsuzluklar; şekillendirme yaparken çok sayıda el eğesi gerektirmeleri, hekim için zaman alıcı ve yorucu olmaları, yetersiz preparasyon, özellikle aşırı eğimli kanallarda transportasyon, basamak oluşumu ve perforasyon gibi komplikasyonlara sebep olmaları olarak sıralanabilir (4).

Bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak için günümüzde kök kanal şekillendirme tekniklerinde Nikel-Titanyum (NiTi) alaşımlardan üretilen aletler kullanılmaktadır (5). NiTi dönen eğe sistemleri; şekillendirme süresini kısaltma, şekillendirme sırasında kök kanalının orijinal şeklini koruma ve işlemsel hata riskini azaltma gibi birtakım avantajlara sahiptir (6, 7).

NiTi dönen aletlerin avantajlarının yanı sıra birtakım dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar; eğin kanal içerisinde sıkışmasına bağlı ve eğin tekrarlayan kullanımları nedeniyle oluşan döngüsel metal yorgunluğu sonucunda gerçekleşen alet kırılmaları ve eğelerin temizleme ve sterilizasyon prosedürlerine yeterince dikkat edilmediği durumlarda ortaya çıkan çapraz kontaminasyon riski olasılığıdır.

İlerleyen teknolojik gelişmelerin rehberliğinde bu dezavantajları azaltmak veya tamamen ortadan kaldırmak amacıyla, farklı tipte kinematikle çalışan, metalürjik ve geometrik özellikler gösteren eğe sistemleri piyasaya sürülmüştür. Ayrıca günümüz endodontik tedavi konseptinde minimum sayıda alet ile daha kısa

tedavi sürelerinde daha etkili tedaviler amaçlanmaktadır. Son zamanlarda buradan yola çıkarak tek eğe sistemleri geliştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında; endodontik tedavi uygulamalarında kullanılan NiTi dönen eğe sistemlerinden, konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen ve devamlı rotasyon ile kullanılan One Shape® (Micro Mega, Besançon, France) tek eğe sistemi ve CM (Control Memory) telinden elektrik boşaltımıyla işleme süreci ile üretilen ve devamlı rotasyon ile kullanılan HyFlex™ EDM (Coltene Whaledent, Altstatten, Switzerland) tek eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin paslanmaz çelikten üretilen yapay kök kanallarında, şekillendirme yeteneklerinin şeffaf akrilik rezin blokların eğimli kanallarında analizi; yeni, steril edilmiş ve şeffaf bloklarda kullanılmış eğelerin yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi amaçlanmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Kök Kanal Tedavisinin Amacı:

Endodontik tedaviler ya da diğer adıyla kök kanal tedavileri kemomekanik temizlik ve kök kanal dolgusu olmak üzere iki aşamadan oluşmaktadır (8). Kemomekanik temizlik, kök kanallarının mekanik şekillendirilmesi ve kimyasal dezenfektanlarla yıkanmasından oluşmaktadır. Kök kanal şekillendirmesinin amacı; bakteri toksinlerini, mikroorganizmaları ve enfekte doku artıklarını kök kanal sisteminden uzaklaştırmak ve uygulanan irrigasyon solüsyonlarının etkinliklerini arttırmak ve kanalın tümüyle dezenfeksiyonuna ve sızdırmaz şekilde doldurulmasına imkan sağlayacak biçimde şekillendirmektir (9).

Kök Kanal Şekillendirmesinin Amaçları:

- Vital dokuların tamamen uzaklaştırılması.
- Nekrotik dokuların ve enfekte kök kanal dentininin tamamen uzaklaştırılması.
- Kök kanal tedavisinin yenilenmesi durumunda, kök kanal dolgu materyalinin tamamen uzaklaştırılması.
- Mikroorganizmaların azaltılması.
- Bakteriyel toksinlerin azaltılması (Kök kanal irrigasyonu).
- Kök kanal yıkaması vasıtasıyla kimyasal dezenfeksiyonun kolaylaştırılması.
- Kök kanalının nihai olarak sızıntıyı engelleyen tam bir tıkama (hermetik) ile doldurulmasına izin verecek şekilde prepare edilmesi.
- Dişin sert dokularının mümkün olduğunca iyi korunması.
- Kök kanalının başlangıçtaki orijinal şeklinin mümkün olduğunca korunması (10).

Schilder (3)'e göre, kök kanal tedavisi; tüm dokuların, bakterilerin ve bakteri ürünlerinin kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasını, kök kanal dolgusunun yerleştirilmesini kolaylaştırmak için kök ucundan koronale doğru gittikçe genişleyen

konik bir formda şekillendirilmesini ve sızdırmaz şekilde doldurulmasını içerir. Schilder bu hedefleri mekanik ve biyolojik olarak ayrılmış birtakım prensiplere göre belirlemiştir:

Mekanik Prensipler:

- Kök kanalı, apikalden koronal giriş kavitesine doğru devamlı olarak konikleşen şekilde prepare edilmelidir.
- Yatay kesitte, kanalın çapı apikale doğru gittikçe daralan bir formda olmalıdır.
- Preparasyon orijinal kök kanal şekline uyum göstermelidir.
- Apikal foramenin orijinal konumu sabit yerini korumalıdır.
- Apikal açıklık mümkün olduğunca küçük tutulmalıdır.

Biyolojik Prensipler:

- Şekillendirme sadece kökün iç kısmı ile sınırlı kalmalıdır.
- Apikal foramenden dışarı debris itilmemelidir.
- Kök kanal sistemindeki tüm dokular uzaklaştırılmalıdır.
- Kök kanal dolgu maddesi ve ilaçlarının rahatlıkla uygulanabileceği şekilde yeterli şekillendirme yapılmalıdır (3).

2.2 Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Aletler:

2.2.1 Geleneksel Paslanmaz Çelik El Aletleri:

Kanal aletlerinin esas görevi mekanik temizlik ve şekillendirmedir (11). İdeal bir kanal genişletmesinde kanalın her yönünden eşit miktarda madde kaldırılması istenmektedir. Kanal aletinin mekanik temizleyici etkisi ile tüm organik ve inorganik dokuların kök kanal sisteminden uzaklaştırılması gerekir (12, 13). Kanal aletinden asıl beklenen, kanal duvarlarındaki enfekte dentinin etkin bir şekilde uzaklaştırılması için yeterli miktarda madde kaybı yapabilmesidir (14).

1974 yılında ISO (Uluslararası Standartlar Teşkilatı) tanımlaması ile kanal aletlerinin geliştirilmesi için standart özellikler belirlenmiştir. Bu standartlar dört bölümden oluşur:

1.Bölüm: Kanal aletlerinin mekanik açıdan sahip olması gereken form, profil uzunluk, kuvvet, renk kodu gibi standart araştırma kriterlerini konu almaktadır.

2.Bölüm: Bu parametrelerin kullanımını özellikle K tipi eğeler, reamer ve Hedström eğeleri için tanımlamaktadır.

3.Bölüm: Ekstirpasyon aletleri ve fare kuyruğunun özelliklerini içerir.

4.Bölüm: Pat doldurucuların özellikleri ile ilgilidir (14).

Standart bir kanal aletinde, çalışan kısmın en uç noktası şekillendirilmiş paslanmaz çelik koninin milimetre (mm.) cinsinden yüzde biridir. Yani ISO büyüklüğü #15 olan bir kanal aletinin ucundaki çap idealde 0.15 mm.'dir (15). Kanal aletinin uç kısmında kesici spirallerin başladığı yer D_0 olarak adlandırılır ve çalışan kısım 16 mm. boyunca devam eder ve bittiği nokta D_{16} olarak adlandırılır (16). Ayrıca kanal aletlerinin konisite açısı da belirlenmiştir. Standart konisite uç kısmından tutma yerine kadar her mm.'de 0.02 artacak şekilde standart olarak ayarlanmıştır. Aletin çapı D_0 'dan D_{16} 'ya 0.32 mm artış gösterir (15).

ISO renk kodlaması #15 alette beyazla başlar ve sırasıyla sarı, kırmızı, mavi, yeşil ve siyah renkler #140'ya kadar üç kez tekrarlanır. Aletler #60'ya kadar .05 mm aralıklarla büyür. #60'dan sonra 0.10 mm.'lik farkla artış gösterir. En ince aletler ISO #06 pembe, #08 gri ve #10 mor renkleriyle kodlanmıştır (17). Eğeler ve reamerların uzunlukları 21, 25 ve 31 mm. olarak üç farklı uzunluktadır (15).

Kanal aletinin fleksibilitesi ve kırılmaya karşı dayanıklılığı; eğilme momenti, torsiyon ve defleksiyon ile belirlenir (18). Esas olarak aletin çekirdeği ne kadar küçükse kırılma tehlikesi o kadar büyük, çekirdek ne kadar büyükse esneklik de o kadar azdır (14).

Tirnerfler; yumuşak çelik tellerden hazırlanırlar ve pulpa dokusunun kök kanallarından uzaklaştırılması sırasında kullanılırlar (14). En küçük tirnerf yaklaşık olarak #25 eğin çapına sahiptir (15).

Reamerlar; üçgen kesitli çelik telin kendi ekseni etrafında burulmasıyla üretilirler (19). Spiralleri eğelerden daha seyreklerdir. Reamerlar dönme hareketi ile kullanılırlar. İleri-geri eğeleme hareketi ile kullanıldıklarında kök kanal şekillendirmesinde eğelerden daha az etkilidirler (15).

Eğeler; kanal şekillendirmesinde kullanılan ana aletlerdir. K-tipi ve H-tipi olmak üzere iki farklı modifikasyona sahiptir (20). K-tipi eğeler köşeli kesilmiş çeliğin saat yönünün tersi yönde burulmasıyla üretilirler ve esas olarak döndürme hareketi yapmadan eğeyi kanaldan dışarı çekerek kullanılırlar fakat kanalı döndürme hareketiyle de genişletebilirler. K-tipi eğelerin spiral sayısı reamerların iki katıdır (14). K-tipi eğelerin özellikle eğri kök kanallarında ileri-geri hareketlerle kullanılması önerilmez, çünkü kullanıldıkları taktirde dentin parçalarının apikal bölgeyi tıkamasıyla basamak oluşabilir (15). H-tipi eğeler çeliğin frezelenmesi ile üretilirler ve dikkatli kullanıldıklarında dentin duvarlarını K-tipi eğeler ve reamerlardan daha hızlı şekilde başarıyla tıraşlarlar (16). H-tipi eğeler eğeleme hareketiyle kullanılırlar. Konik kesici kenarları teorik olarak dentin ile dik açı yapar ve çekme hareketinde kanal duvarlarını aşındırırken, itme hareketinde aynı etkiye sahip değildirler (21).

K-Flex eğeler; K-tipi eğelerin dayanıklılık ve çok yönlülüğü ile H-tipi eğelerin kesme etkinliklerinin birleştirilmesi ile üretilmiş eğelerdir. Eşkenar dörtgen kesiti ile karakterizedir (22).

K-Flexofile eğeler; geleneksel k-tipi eğelerden farklı olarak dentinal debrisin daha iyi çıkarılabilmesi için spiraller arası daha geniş mesafe ve daha keskin kesici bıçak kenarı sağlayan üçgen kesite sahiptirler. Güvenli ucu ve dar uç açısı ile basamak oluşumunu ve apikal transportasyonu azaltmaktadırlar (23).

Unifile ve S-file eğeler; hem eğeleme hem de döndürme hareketi ile kullanılabilen H-tipi eğelerin birer modifikasyonudurlar (24). Enine kesitleri H-tipi eğelere göre daha geniştir ve bu sayede daha az esnektirler ve kırılmaya karşı daha dayanıklıdırlar (25).

Flex-R eğeler; Roane (26) tarafından geliştirilmiştir. Enine kesiti K-tipi eğe geometrisi gösterir. Uç bölümü kesici değildir ve oluklu yüzeyler taşımazlar (27).

Kesici kenar açısı K-tipi eğelerden daha fazladır ve bu sayede daha iyi bir kesme yeteneği sergilerler (28).

2.2.2 Geleneksel Kanal Aletlerinin Dezavantajları:

El ile kullanılan kanal aletleri başlangıçta karbon çelik alaşımlardan üretilmiştir (29). Karbon; çeliğin sertlik ve çekme dayanımını artırır, fakat esnekliğini, dövülme ve kesilme özelliğini zayıflatır. Karbon çelik alaşımlar düşük maliyetli olmalarına karşılık, düşük korozyon direncine sahiptir (30). Kimyasal maddelerle sterilizasyon ve buharla sterilizasyon yöntemleri bu alaşımlardan üretilen aletlerde korozyona sebep olmuştur (31). Bu dezavantajlarından dolayı kanal aletlerinin üretiminde karbon çelik alaşımların yerini 1960'lı yıllardan itibaren korozyona uğramayan paslanmaz çelik alaşımlar almıştır (32). Paslanmaz çelik alaşımların, kanal aletlerinin üretiminde kullanılmaları ile enstrüman kalitesinde önemli düzeyde bir artış görülmüştür (33). Bir kanal aletinin esnekliği kök kanalının şekline gösterdiği uyum ile orantılıdır (34). Paslanmaz çelik el aletlerinde özellikle ISO #25'den sonra ana gövde kalınlığı arttığından dolayı esneklik önemli ölçüde azalmaktadır (35). Paslanmaz çelik el aletleri düz kanallarda başarılı şekilde kullanılabilirken, özellikle eğri kanallarda yeterli esnekliğe sahip olmamalarından dolayı eski durumlarına dönebilmek için kökün apikal bölümünde eğimin dışına doğru, orta ve koronal bölümünde ise eğimin içine doğru basınç uygulayarak istenmeyen genişletmelere sebep olur (36). Paslanmaz çelik kanal aletleri özellikle aşırı eğimli kanallarda dentinal debrisı yeteri kadar temizleyememektedir (37). Paslanmaz çelik el aletleri özellikle ileri-geri eğeleme hareketi ile kullanıldıklarından debrisı apikal yönde itme eğilimi gösterir (38). Ayrıca paslanmaz çelik el aletleri ile şekillendirme işlemi oldukça uzun süre almaktadır (39).

Tüm bu olumsuz özellikler kanal aletlerinin yapımında yeni materyallerin araştırılmasını zorunlu kılmıştır (40).

2.2.3 Nikel-Titanyum Alaşımlar:

Nikel-Titanyum alaşımlar ilk olarak 1962 yılında metalürji uzmanı W.J. Buehler ve ark. (41) tarafından Maryland'teki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri Mühimmat Laboratuvarları'nda (NOL) geliştirilmiştir (41-43). Alaşıma yapısına katılan metallerin sembolleri ve geliştirildiği merkezin baş harflerine atfen "Nitinol (Ni=Nikel, Ti=Titanyum, NOL=Naval Ordnance Laboratory)" ismi verilmiştir (44).

NiTi alaşımlar dört özelliği ile diğer alaşımlardan ayrılır (14):

- Düşük elastiklik modülü (35 KN/mm^2)
- Çok yüksek defleksiyon kabiliyeti (%4-8)
- Şekil hafızası etkisi (shape memory etkisi)
- Pseudoelastiklik (süperelastiklik).

Örgü yapısına sahip Şekil hafızalı NiTi alaşımlar sıcaklık veya stres ile değişkenlik gösterebilir. Sıcaklık değişimleri üretim süreci esnasında kullanılmasına rağmen, kök kanal tedavisi esnasında NiTi aletler üzerinde oluşan stres, strese bağlı martensitik dönüşüm ile östenitten martensite dönüşüm gerçekleştirir. Şekil değişikliği hacim ve yoğunluk değişimleri ile birlikte gerçekleşir. Stres karşısında kalıcı (plastik) deformasyona direnme yeteneği süperelastisite olarak adlandırılır (45).

Deformasyona uğratıldıklarında, alaşıma uygulanan sıcaklık ve gerilmelere bağlı olarak orijinal Şekil veya boyutunu geri kazanabilme özelliği gösteren metalik alaşımlar, Şekil hafızalı alaşımlar (ŞHA) olarak adlandırılırlar (46). Şekil hafızası ve süperelastisite ŞHA'ların en önemli iki özelliğidir (47). ŞHA'ların temel karakteristiği, alaşıma giren metallerin özelliklerine bağlı olarak dönüşüm sıcaklığının altında ve üzerinde iki farklı Şekil ve kristalografik yapı göstermeleridir. Dönüşüm sıcaklığının üzerindeki sıcaklıklarda alaşım östenit faz (ana faz) olarak, altındaki sıcaklıklarda martensit faz (yavru faz) olarak tanımlanır (48). Alaşımın sadece ısıtma ile östenit faza geçiş yapması tek yönlü, ısıtma ile östenit faza geçiş ve tekrar soğutma ile martensit faza geçiş yapması ve bu işlemin tekrar edilebilmesi çift yönlü Şekil hafıza etkisi olarak tanımlanır (49).

NiTi alaşımların kimyasal kompozisyonu ve faz konstitüsü gibi metalürjik özellikleri iç faktörleri; soğuk işleme, tavlama ve yaşlandırma gibi mekanik özellikleri dış faktörleri oluşturmaktadır. Yapılan araştırmalar, metalürjik ve mekanik özelliklerin ikisinin birden hem konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımların hem de güncel NiTi alaşımların karakteristiği ile ilişkili olduğunu ortaya koymuştur (50-55). NiTi alaşımların mekanik davranışı sekiz faz gösterir ve deformasyon mekanizmasını gösteren östenit, martensit ve R-fazı olarak adlandırılan üç ana karakteristik fazla tanımlanır (56).

Östenit fazı kübik örgü yapısına sahiptir, yüksek sıcaklık ve düşük streslerde ortaya çıkar (57).

Martensit fazı “monoklinal (birbirine zıt plakaların ardışık kırıklar oluşturarak bir araya gelmesi ile oluşan kristalografik yapı)” örgü yapısına sahiptir; düşük sıcaklık ve yüksek streslerde meydana gelir (57).

R-fazı ise bir ara fazdır; ısıtma ile martensitten östenite hızlandırılmış transformasyon ve soğutma ile östenitten martensite ters transformasyon esnasında oluşan eşkenar dörtgen (rhombohedral) bir yapıdır (57). Östenit fazdan martensit faza geçiş üç yolla olur ve bunlardan ikisinde R-fazı gözlenir (42, 58, 59).

Süperelastik NiTi alaşımlar yüksek defleksiyon kabiliyetine sahiptir. NiTi alaşımlar ancak %8'e kadar olan gerilmelerdeki deformasyonlara uyum gösterebilir, paslanmaz çelik alaşımlar gibi diğer alaşımlarda bu oran %1'in altındadır (42).

2.2.4 Endodontide NiTi Alet Kullanımı:

NiTi alaşımlar; paslanmaz çelik alaşımlardan daha yumuşak, ısı ile işlenemeyen, düşük elastiklik modülüne sahip, paslanmaz çelikten daha dayanıklı, daha sağlam ve daha dirençli, şekil hafızası ve süperelastisite özelliklerine sahiptir (60, 61). Endodontide kullanılan aletlerin üretiminde nikel titanyum alaşımlarda ağırlıkça %55 nikel ve %45 titanyum metalleri bulunur ve bu sebepten ötürü eşatomlu alaşımlar olarak adlandırılır. Alaşımın jenerik ismi “55-nitinol” olarak geçmektedir ve bu endodontide kullanım için oldukça uygundur (44). Günümüzde tork kontrollü endodontik motorlar ve angldrualar ile kullanılan NiTi alaşımlardan

yapılmış olan döner alet sistemleri çok geniş oranda kullanılmaktadır. Civjan ve ark. (60) 1975 yılında el aletleri ve döner sistemlerde NiTi alaşımların kullanımını ilk olarak düşünerek önerenler olmuşlardır. Walia ve ark. (62) 1988 yılında ilk kez NiTi alaşımlardan kök kanal aletlerini üretmişlerdir ve NiTi aletler kök kanal tedavilerinde ilk kez kullanılmaya başlanmıştır. İlk kez kullanıldıklarından bu yana geçen süre içerisinde NiTi kanal aletleri, kök kanal tedavilerinde çığır açmıştır (63).

NiTi aletlerin diş hekimleri tarafından kabul görmesinin en büyük sebeplerinden bir tanesi paslanmaz çelik aletlere göre, NiTi aletlerin özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde avantaj sağlayan yüksek esnekliğe (düşük elastiklik modülü) ve şekil hafızasına sahip olmalarıdır (64). Bu özellikler NiTi aletlere, eğimli kanalları şekillendirirken kanalın düzleşmesi potansiyelini azaltması, şekillendirme esnasında kanalın orijinal şeklini muhafaza etmesi gibi gözle görülür avantajlar sağlar (65). Ayrıca alaşımın düşük elastiklik modülü sayesinde elde ettiği yüksek esneklik ve kolay şekil alabilme yeteneği, aletin torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı yüksek direnç göstermesini sağlar (66). Bir başka tercih sebebi de korozyona karşı çok daha yüksek dayanıklılığa sahip olmalarıdır (67). Tedavi süresinin daha kısa sürmesi ve kök kanal dolgusu için uygun konisiteye sahip ideal bir kök kanal şeklinin oluşturulması NiTi aletlerin paslanmaz çelik aletlere kıyasla tercih edilmesinin bir başka sebebidir (68).

Fakat; kesme yeteneği açısından değerlendirildiğinde NiTi kanal aletlerinin paslanmaz çelik kanal aletlerine göre %16'dan %39'a kadar daha az oranda dentini kesme yeteneğine sahip oldukları bildirilmiştir (69). NiTi aletlerin alet ucu yuvarlatılmıştır (70). NiTi aletlerin eğilme momenti paslanmaz çelik aletlerin yaklaşık dörtte biridir. Yapılan bir çalışmada, NiTi aletlerin paslanmaz çelik aletlere göre kök kanalında daha az işlemsel hata oluşturduğu tespit edilmiştir ve bu sonucun çıkmasına sebep olan etkenin yüksek esneklikten ziyade, aletin geometrik özellikleri olduğu bildirilmiştir (71).

NiTi kanal aletleri, paslanmaz çelik aletlerin aksine tel şeridin burulması ile üretme yerine vakumla eritme ile yada diğer bir deyişle sıcak işleme ile ve onu takip eden soğuk işleme yöntemi ile mekanik olarak şekillendirilerek üretilirler (72). Düz

olarak elde edilen NiTi tel şeridi, “Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol” (CNC) tezgahına yerleştirilir; 3 adet dönen ve kesen silindir teker sistemine sabitlenir. Bu tekerlerden bir tanesi NiTi aletin şeklini, diğeri koniklik açısını ve sonuncusu sap kısmındaki uzunluk çizgilerini belirlemek için kullanılır (44).

NiTi aletlerin üretim işlemlerine bağlı olarak tel üzerinde birtakım yüzeysel defektler meydana gelebilmektedir. Bu defektler:

- Yüzey çatlakları
- Çukurlar gibi işleme izleri
- Metal çapaklarıdır (73).

Ayrıca NiTi aletlerin üretim aşamasında alaşımın yapısına giren oksit parçaları veya alaşımdan ayrılan oksijen, karbon, azot ve hidrojen gibi elementler alet üzerinde çeşitli boşluklara sebep olmaktadır (74). Bu boşluklar klinik kullanım esnasında stres birikiminin ve çatlakların başladığı alanlardır (75). Ayrıca NiTi aletlerin üretim ve mekanik aşamaları sırasında alet yüzeylerinde frezelemeye bağlı olarak oluk, çatlak ve pit gibi yüzey defektleri oluşabilmektedir (76). Alet yüzeyindeki çatlakların yönü aletin uzun aksına dik olmaktadır; fakat çatlakların, pitlerin bulunduğu bu bölgelere doğru bir yayılım göstermektedir (77).

İyon implantasyonu ve elektropolisaj uygulamaları NiTi alet yüzeyleri üzerindeki çukur, çatlak ve metal çapakları gibi üretime ait izleri azaltmak için uygulanan yüzey işlemleridir (78-80). İyon implantasyonu; daha dirençli bir alet yüzeyi oluşturmak için uygulanan bir yüzey modifikasyonudur (81). Örneğin, Bor implantasyonu NiTi alet yüzeyine paslanmaz çelikten daha sert bir yapı kazandırmaktadır. Ancak iyon implantasyonu teknikleri maliyeti yüksek olmalarından dolayı üretici firmalar tarafından tercih edilmemektedir (82).

Elektropolisaj uygulaması; NiTi aletlerin dayanıklılıklarını artırmak amacıyla uygulanan bir başka yüzey modifikasyonudur (83). Bu işlemde alaşım elektrolitik bir solüsyona daldırılmaktadır. Elektropolisaj ile metal yüzeyindeki defektli bölgeler azalmakta ve kırılmaya karşı daha dirençli yüzeyler oluşmaktadır (84).

Endodontik aletlerdeki tasarım değişiklikleri; işlemsel hataları önlemeye, daha etkili ve güvenli kanal şekillendirmesi gerçekleştirmeye yardımcı olmaktadır (85).

2.2.5 NiTi Aletlerin Tasarım Özellikleri:

Alet tasarımlarında farklılık gösteren özellikler (86-88)

- Uç tasarımı
- Konisite açısı (Taper)
- Kesme açısı (Rake açısı)
- Marjinal genişlik (Radyal alan)
- Heliks açısı
- Yiv
- Sarmal (Pitch).

NiTi aletler uç tasarımı olarak; kesici ve kesici olmayan iki farklı tipte uç tasarımına sahiptir (89). Aletin uç kısmının görevi kanalı şekillendirirken aletin kanal içerisinde ilerlemesine rehberlik etmektir (90). Kesici uç tasarımı dar ve kalsifiye kanallarda ilerleme imkanı sağlasa da; özellikle eğri kanallarda şekillendirme yaparken aletin kanal içerisinde uzun süre tutulmasıyla kök kanalının orijinal ekseninden sapmalara veya aletin kök kanalından periapikal bölgeye çıkmasına neden olabilir (91). Kesici olmayan uç tasarımındaki aletler minimal apikal basınç uygularlar ve kolaylıkla apikal bölgeye penetre olur. Apikal transportasyona imkan vermeden daha güvenli bir şekillendirme olanağı sunar, ayrıca alet çalışırken kanaldan periapikal bölgeye çıksa da düzgün yuvarlak bir hat oluşturur ve bu sıkıntı ideal bir kanal dolgusu ile kolaylıkla giderilebilir (92).

Alet tasarımında karşılaşılan diğer bir tasarım özelliği konisite açısıdır. Konisite, aletin uç kısmından sap kısmına doğru her milimetredeki genişleme oranındaki değişikliklerdir (93). ISO standartlarına göre, kanal aletlerinin konisite açıları .02 ve çalışın kısımlarının uzunluğu 16 mm. olarak belirlenmiştir. Geleneksel

paslanmaz çelik kanal aletleri bu prensipler doğrultusunda üretilmektedir. Günümüzde üretilen NiTi kanal aletlerinde ise .04'den .12'ye değişken konisite açılarında ve çalışma uzunluklarında pek çok farklı çeşit üretilmektedir (94). Konisitede meydana getirilen değişikliğin altında yatan temel mantık, aletlerin çalışırken kanal içerisinde maruz kaldıkları stresi ve eğe ile dentin dokusu arasındaki teması en az seviyeye indirmek ve daha az torkla daha güvenli bir kanal şekillendirme imkanı sağlamaktır (95, 96).

Kesme açısı (rake angle); aletin kesme etkinliğini belirleyen önemli bir özelliktir. Kesme açısı; aletin uzun aksına dik olacak şekilde kesiti alındığında, kesici kenar ile arasında oluşan açıdır. Kesici açı (effective rake angle) ise, aletin kesici kenara dik olacak şekilde kesildiğindeki çap ile kesici kenar arasındaki açıdır (97). Kesme açısı aletin kesiciliğini belirler. Eğer kesici kenar ile kesilen yüzey arasında oluşan açı geniş açı ise pozitif kesme açısı olarak adlandırılır. Pozitif kesme açısına sahip eğeler agresif özellik gösterir ve kesici tipte aletler olarak tanımlanır. Eğer kesici kenar ile kesilen yüzey arasında oluşan açı dar açı ise negatif kesme açısı olarak adlandırılır. Negatif kesme açısına sahip eğeler daha az agresiftir ve kazıyıcı tipte aletler olarak tanımlanır fakat eğenin kesiciliği gövde tasarımı ile değiştirilebilir (98).

Marjinal genişlik (radyal alan) konsepti; bir başka tasarım özelliğidir. Marjinal genişlik aksiyal olarak merkezi akstan çıkıntı oluşturarak yivler arasında kesici kenar boyunca devam eden yüzeydir (99). Eğeyi kanalın merkezinde tutan kesici olmayan uç tasarımı ve marjinal genişlik kombinasyonudur. Marjinal genişlik eğenin çevresi boyunca dentin duvarları ile temas eder ve eğenin kanal içerisinde vidalanma etkisini, kanal transportasyonunu azaltır, kesici kenarları destekler ve kesme derinliğini sınırlandırır. Eğenin dayanıklılığını artırmak için marjinal genişlik artırılabilir (90).

Heliks açısı; aletin kesici kenarı ile uzun aksı arasındaki açıdır. Eğenin spiral sayısı arttıkça heliks açısı da artar (87). Eğe kanal içerisinde dönerken debrisin etkili ve çabuk uzaklaştırılması istenir. Bu açı, yivde biriken debrisin kanaldan uzaklaştırılması ve eğelerin kanal içerisindeki performansını etkileyen bir özelliktir

(100). Heliks açısı sabit ve değişken olarak iki farklı tiptedir. Sabit heliks açısına sahip aletler debrisin eğenin koronalinde birikmesine neden olur. Ayrıca sabit heliks açısına sahip aletler vidalanma etkisi oluşturmasına sebep olur. Değişken heliks açısına sahip aletler debrisi daha etkili şekilde uzaklaştırırlar ve eğenin vidalanma etkisini azaltırlar (90).

Diğer bir tasarım özelliği olan yiv; eğenin çalışan kısmında bulunan oluklardır (101). Alet kanalı şekillendirirken ortaya çıkan dentinal debris yivlerde birikir ve bu şekilde kanal dışına atılır. Yivin etkinliği; derinliğine, genişliğine ve yüzey yapısına bağlıdır (90).

Sarmal yapısı (pitch); iki kesici kenar üzerindeki noktalar arasındaki uzaklıktır. Bir başka deyişle uzunluk birimi başına dūřen spiral sayısıdır. Kesici kenarlar arasındaki uzaklık ne kadar küçükse alet o kadar fazla sayıda spirale sahiptir. Aletler üzerinde sabit sarmal ve değişken sarmal olmak üzere iki farklı tipte sarmal yapısı izlenir. Sabit sarmal yapısı ve sabit heliks açısı eğenin kanal içerisinde sıkışmasına sebep olur. Özellikle sabit konisiteye sahip eğelerde bu durum daha da belirginleşmektedir. Değişken sarmal yapısına sahip eğelerde ise çap eğenin uç kısmından sap kısmına doğru artarak ilerlediğinden yivler de orantılı olarak derinleşir (90, 102).

2.3 Kök Kanallarının şekillendirilmesi:

Kemomekanik şekillendirme endodontik tedavinin en önemli basamağıdır, çünkü kanal preparasyonu kök kanal tedavisinin diğer basamaklarının etkinliğini belirler (103). Kök kanalının orijinal formunu takip edecek bir kanal şeklinin oluşturulması için bir takım prensipler belirlenmiştir (104):

- Kök kanalı, apikal konstriksiyon noktasından kök kanal girişine doğru giderek incelen konik forma sahip olmalıdır.
- Kök kanal duvarında yer alan dūzensizlikler giderilmelidir.
- Kök kanalının orijinal formu korunmalı, mevcut kanal eęimleri dūzleřtirilmemelidir.

- Mekanik şekillendirme, kök kanalının makroskobik anatomik formuna paralel olacak şekilde hazırlanmalıdır.
- Apikal konstriksiyon, periapikal dokular ile diş dokuları arasında doğal bariyer oluşturacak şekilde konservatif olarak şekillendirilmeli ve orijinal açıklık korunmalıdır.

Başarılı bir kök kanal tedavisinin anahtarı doğru bir giriş kavitesinin hazırlanmasıdır (105). Giriş kavitesi, koronalde preparasyonun en geniş yerini teşkil etmelidir. Kanal aletlerinin etkili ve güvenli şekilde çalışabilmesi için kanala düz bir giriş sağlanmalıdır (106). Giriş kavitesinin düzgün şekilde oluşturulabilmesi için (8):

- Pulpa odası her zaman dişin merkezinde konumlanmıştır, sınırlarının morfolojisi dişin mine-sement birleşimindeki dış sınırının küçültülmüş bir projeksiyonudur.
- Kanal ağzları her zaman, daha koyu renkli görünen pulpa odası tabanı ile, daha açık renkli görünen pulpa odası duvarlarının birleşiminde yer alırlar ve genellikle koyu renkli pulpa taban açısının köşesinde yer alırlar.
- Çok kanallı dişlerde kanal ağzları birbirine simetrik konumlanırlar. Eğer kanallardan bir tanesi pulpa odası tabanının ortasından meziodistal yönde çizilen hayali çizginin bir tarafında yer alıyorsa, tam simetrik tarafta çizgiye eş uzaklıkta bir tane daha kanal bulunması beklenmelidir. Eğer kanal ağzı tam çizgi üzerinde yer alıyorsa, muhtemelen tek bir kanal ağzı bulunmaktadır.

Kök kanal tedavisinin başarısı için; tüm pulpa dokusunun, mikroorganizmaların, nekrotik dokuların ve dentin talaşlarının kök kanallarından tamamen uzaklaştırılması gerekmektedir (90, 107). Bu sebeple çalışma boyunun doğru tespit edilmesi son derece önemlidir. Çalışma boyu; orijinal kanal anatomisine sadık kalınarak, koronal giriş kavitesinden, apikal daralım noktasına kadar olan mesafedir (90). Histolojik çalışmalar, apikal daralımın anatomik apekten ortalama 0.5 mm. daha koronalde konumlandığını göstermektedir (108). Kök kanal

tedavisinin başarısını inceleyen çalışmalarda, en iyi sonucun kanal dolgusunun radyografik apeksten 1-2 mm. daha içeride bitirilmesi ile elde edileceği bildirilmektedir (14, 90). Çalışma boyunun belirlenmesi için; radyolojik teknikler, parmak ucu hassasiyeti, elektronik kanal boyu ölçüm teknikleri ve kağıt koni ile çalışma boyu ölçme gibi yöntemler kullanılmaktadır (109).

Kök kanal dolgusunu yaparken, dolgu maddelerinin kök kanalının apikaline kadar ulaşmasını engelleyecek düzensizlikler ortadan kaldırılmalı ve kanal dolgu maddeleri kök dentinine tam olarak nüfuz edebilmelidir (27, 28).

Kök kanalları değişik derecelerde eğime sahip olmalarına rağmen kök kanal aletleri düz şekillidir. İdeal kanal şeklinin ve çalışma boyunun tespit edilebilmesi için buna dikkat edilmesi önemlidir (110). Ayrıca kök kanal sistemi kompleks bir yapı gösterir ve birçok farklı konfigürasyona sahip geometrik şekil ve eğim (kürvatür) gösterirler (111). Kök kanallarının kendine özgü farklı morfolojileri, endodontik uygulamalar ve araştırmalarda gerçekleştirilecek işlemsel hataların önüne geçebilmek için çeşitli standartlar belirlenmesi ihtiyacı doğurmuştur (112).

Kök kanal eğim morfolojileri çeşitli sınıflandırmalarla ifade edilebilir. Bu sınıflandırmalardan en sık kullanılanları;

1) Miller (113);

- a) Tip 1: Eğim açısı $\leq 10^\circ$ olan kanallar
- b) Tip 2: Eğim açısı $> 10^\circ$ ve $\leq 20^\circ$ olan kanallar
- c) Tip 3: Eğim açısı $\geq 20^\circ$ olan kanallar

2) Dobo Nagy ve ark. (114);

- a) Düz kanallar
- b) C şekilli kanallar
- c) J şekilli kanallar
- d) S şekilli kanallar

3) Schneider (115);

- a) Düz kanallar; Düz veya 5° 'den daha az eğimli kanallar
- b) Orta derece eğimli kanallar; 10° - 20° arasında eğim gösteren kanallar
- c) Şiddetli derece eğimli kanallar; 25° - 70° eğime sahip kanallar

Sonntag ve ark. (116, 117) yaptıkları çalışmalarında kök kanal eğimlerini hesaplamak için kullanılan teknikleri de belli başlıklar altında sınıflandırmışlardır:

- 1) Eğim açılarının ölçülerek kanal eğiminin hesaplandığı yöntemler:
 - a) Schneider – 1971
 - b) Cunningham ve Sania – 1992
 - c) Berbert ve Nishiyama – 1994
 - d) Luiten ve ark. – 1995
 - e) Pettiette ve ark. – 1999
- 2) Açık ve yarıaçık ölçümlerinin birlikte gerçekleştirildiği kanal eğimi hesaplama yöntemleri:
 - a) Pruett ve ark. – 1997
 - b) Schafer ve ark. – 2002
- 3) Bilgisayar destekli kök kanal eğimi hesaplama yöntemleri:
 - a) Dobo-Nagy ve ark. – 1995
- 4) Üç boyutlu görüntüleme ve mikro-BT destekli görüntüleme tekniklerinin kullanılması ile kök kanal eğimi hesaplama yöntemleri:
 - a) Nielsen ve ark. - 1995
 - b) Dobo-Nagy ve ark. - 2000
 - c) Peters ve ark. – 2001

2.3.1 Kök Kanal Şekillendirme Teknikleri:

Kanalların şekillendirilmesi ve irrigasyonundaki amaç; tüm nekrotik ve vital dokuların ve doku artıklarının kök kanalından uzaklaştırılması ve bu sayede dışın mikrobiyal enfeksiyonlar için bir odak riski oluşturmasının önüne geçilmesidir (118, 119). Kök kanalı şekillendirme teknikleri; apikalden koronale doğru yapılan şekillendirme teknikleri ve koronalden apikale doğru yapılan şekillendirme teknikleri olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılır (120).

Apikalden koronale doğru yapılan şekillendirme tekniklerinde; ilk olarak çalışma boyu tespit edilir, şekillendirmeye apikal bölgeden başlanır ve koronale

doğru devam eder. Şekillendirme koronal bölgede sonlandırılır. Bu şekillendirme tekniklerinde eğeler küçük numaralıdan büyük numaralıya doğru ilerleyecek şekilde sırasıyla kullanılır (121).

Koronalden apikale doğru yapılan şekillendirme tekniklerinde; şekillendirmeye kanalın koronal bölgesinden başlanır ve apikale foramene doğru devam eder. Bu tekniklerde kök kanalındaki dentinal debrisin apikal foramenden periapikal dokulara taşırılmaması amaçlanır. Eğeler, büyük numaralıdan küçük numaralıya doğru sırasıyla kullanılır (121).

1) Apikal genişletmenin öncelikli olarak yapıldığı teknikler:

- a) Standart genişletme tekniği: Çalışma uzunluğu saptanır. Kök kanallarının apikal bölümleri K-tipi eğe ile şekillendirilir. Kanala uygun çaptaki eğe çalışma boyunda yerleştirilir. Şekillendirme, saat dönüş yönünde çeyrek dönüşlerle dört dönüş yaptırılarak bir tam tur döndürülür. Alet çıkarılıp temizlenir ve işlem tekrarlanır. Eğeleme alet numaraları artacak şekilde sırasıyla kullanılır, eğeleme aralarında irrigasyon ve rekapitülasyon yapılır, şekillendirme tamamlanır. Teknik daha çok düz kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanım için uygundur (122).
- b) Step-Back tekniği: Kök kanallarının preparasyonundan, kök kanallarının kemomekanik preparasyonu kavramına geçilen şekillendirme konseptidir. Teknik ilk kez WH. Clem (123) tarafından tanıtılmıştır. Fizyolojik foramen apikalin orijinal şekli korunacak şekilde, apikalden koronale doğru gittikçe genişleyecek şekilde konik bir kök kanal şeklinin oluşturulmasını amaçlayan şekillendirme tekniğidir. Bu teknikte, istenen apikal genişlik elde edilene kadar eğe numaraları arttırılarak çalışma boyuna uygun şekillendirme yapılır. Önce apikal şekillendirme yapılır, ardından eğe numaraları artarak kademeli olarak koronale doğru şekillendirmeye devam edilir ve koronal bölgenin şekillendirmesi ile işlem tamamlanır (123).
- c) Dengeli kuvvet tekniği (Balanced-Force Tekniği): Roane ve ark. (26) tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir. Kök kanalı boyunca, kanalın her

bölgesinden dengeli şekilde doku kaldırılmasını amaçlayan şekillendirme tekniğidir. Bu teknikte şekillendirme; kanal aletinin saat dönüş yönünde 180° hafif bir basınçla çalışma boyunda kök kanalına yerleştirilmesi, kanal aleti ile saat dönüş yönünün tersi yönde hafif bir basınçla 120° döndürülerek kesme hareketi yapılması ve kanal aletinin saat yönünde basınçsız şekilde kök kanalından çıkarılması ile yapılır (26).

- d) İlerleyen şekilde genişletme tekniği: Bu teknik step-back tekniğine benzemektedir. Teknik; apikal 1/3 bölgenin şekillendirmesi, ilerleyen eğeleme ve koronal 2/3 bölgenin şekillendirmesi olarak üç aşamada uygulanmaktadır (124).

2) Koronal genişletmenin öncelikli olarak yapıldığı teknikler:

- a) Step-Down tekniği: Bu teknikte öncelikli olarak apikal bölgeye daha rahat bir ulaşım sağlamak amacı ile uygun bir koronal giriş hazırlanır ve daha sonra step-back şekillendirme tekniği uygulanır. Step-down tekniği; crown-down basınçsız şekillendirme tekniği ve step-back şekillendirme tekniğinin bir kombinasyonudur. Öncelikle kanalın koronal 2/3 kısmı #15, #20 ve #25 H-tipi eğeler ile şekillendirilir, irrigasyon yapıldıktan sonra #2 ve #3 Gates-Glidden frezleri ile şekillendirmeye devam edilir, çalışma boyu tespit edilir, ardından step-back tekniği uygulanır ve son olarak K-tipi eğe ile rekapitülasyon yapılır. Şekillendirme sırasında uygulanan yıkama solüsyonunun kullanılan her kanal aleti ile apikal bölgeye taşınması ve bu sayede mikroorganizmaların mümkün olduğunca yok edilmesi amaçlanır (125).
- b) Crown-Down basınçsız şekillendirme tekniği: Bu tekniğin en kritik noktası daha az apikal genişletme, daha çok koronal genişletme yapılmasıdır. Bu teknikte eğeler büyük numaralı olandan küçük numaralıya doğru sırasıyla kullanılarak uygulanır. Öncelikli olarak kanalın 2/3 koronal bölümü şekillendirilir. Şekillendirmeye ilk olarak #35 K-tipi eğe ile başlanır. Bu şekillendirme tekniğinde apikal bölgeye daha rahat bir ulaşım sağlamak ve yıkama solüsyonunun etkinliğini artırarak dentinal debris dokusunun apikal

bölgeye ulaşmadan elimine edilmesi ve etkili bir mikroorganizma eliminasyonu amaçlanmaktadır. Koronal bölümün şekillendirilmesi yapıldıktan sonra çalışma uzunluğu tespit edilir. Apikal basınç uygulanmadan eğeler büyük numaralıdan küçük numaralıya doğru sırasıyla kullanılarak çalışma uzunluğuna ulaşılır. Çalışma uzunluğuna ulaşan ilk eğeden iki büyük numara eğe ile preparasyon tamamlanır (126).

- c) Double-Flared tekniği (Fava tekniği): Bu teknikte ilk olarak çalışma boyu #10 eğe ile belirlenir. Daha sonra #35 eğe ile 14 mm. derinliğe kadar ilerlenir ve eğeleme yapılır. Ardından bir küçük numaradaki eğe ile 1 mm. ilerlenerek eğeleme yapılır. Sırasıyla #15 eğe çalışma boyuna gelene kadar, 1'er mm. ilerlenerek eğelemeye devam edilir. Ardından sırasıyla #20 ve #25 eğeler ile çalışma boyunda eğeleme yapılır. Bu eğelerden sonra koronale doğru sırasıyla küçükten büyüğe doğru her eğede 1 mm. geri çekilerek eğeleme ve rekapitülasyon yapılarak şekillendirmeye devam edilir. Şekillendirme sırasında her bir eğeleme arasında irrigasyon yapılır. Bu teknikte amaç; mikroorganizma ve dentinal debrisin kök ucundan periapikal dokulara doğru çıkmasını en aza indirmektir (127).
- d) Canal master tekniği: Bu teknik Wildey ve Senia (128) tarafından geliştirilmiştir. Bu teknik için Canal master adı verilen küt uçlu baş kısmı ve esnek bir gövde bölümünden oluşan aletler tasarlanmıştır. Bu aletler hem elle hem de döner sistemlerle uygulanabilecek şekilde iki farklı tasarımda üretilmişlerdir ve her ikisi beraber kullanılmaktadır (128).
- e) Antikurvatür eğeleme tekniği: Bu teknik 1980 yılında Abou-Rass (129) tarafından geliştirilmiştir. Eğri kök kanallarında şekillendirme yaparken karşılaşılabilecek ve yaşanabilecek olumsuzlukları en az seviyeye indirmek amacıyla ortaya çıkmıştır. Eğri ve dar kanallarda, işleme başlamadan önce radyografi alınarak işlemsel hata oluşturabilecek dentin kalınlığının az olduğu bölge belirlenir. Kanal ağzları 1 veya 2 numaralı Paeso frezler ile genişletilir ve şekillendirmeye başlamadan önce eğeler eğimlendirilir. Bu teknikte amaç; eğeleme yaparken küçük numaralıdan büyük numaralı eğeye geçerken

dentinin daha kalın olduğu bölümün şekillendirmesinin yapılmasıdır. Kontrollü bir eğeleme için dairesel eğeleme yapılmaması ve kanal şeklinin sürekli kontrol edilerek eğeleme yapılması önerilmektedir (129).

Koronalden apikale doğru şekillendirme teknikleri bir takım avantajları sebebi ile apikalden koronale doğru şekillendirme tekniklerine kıyasla daha çok tercih edilmektedir. Kök kanalının koronal bölümünün öncelikli olarak şekillendirilmesi ile alet kanalın apikal bölümüne daha rahat şekilde ulaşabilir, böylece daha kolay apikal şekillendirme yapılabilir. Koronal bölümde aletlerin dentin duvarlarına minimum seviyede temas etmesi ile aletlerin üzerindeki torsiyonel yükler azalır, daha etkili ve daha güvenli bir şekillendirme gerçekleştirilir. Koronal genişletme sayesinde yıkama solüsyonları apikal bölgeye daha rahat ulaşır. Enfekte dokular ve debrisin apikal bölgeden periapikal dokulara taşırılması riski en aza indirgenir ve kontaminasyon ihtimali azalır. Apikal bölgede daha dar, koronal bölgede daha geniş formda konik kanal şekillendirilmesi sağlanır (130).

2.3.2 NiTi Döner Aletler ile Kök Kanal Şekillendirmesi:

NiTi alaşımlar şekil hafızası, süperelastisite, biyouyumluluk ve korozyon direnci gibi önemli özelliklere sahiptir. Özellikle son dekatta süperelastik karakterlerinden dolayı NiTi alaşımdan üretilen kanal aletleri ile çalışan NiTi döner sistemler endodonti pratiğinde geniş kullanım alanı bulmuştur (131). Şekillendirme yaparken motorla kullanılan NiTi döner aletler, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla yüksek esneklikleri sayesinde orijinal kanal anatomisine daha sadık kalmaktadır. NiTi döner aletler ve paslanmaz çelik aletlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, NiTi aletler ile yapılan şekillendirmenin daha az işlemsel hataya sebep olduğu ve şekillendirmenin daha kısa sürede tamamlandığı bildirilmiştir (67). Şu anda piyasalarda düzinelerce farklı şekilde ürün bulunmaktadır ve bu durum bu tür sistemleri ilk kez kullanacak hekimlerin seçim yaparken şaşkınlıklarına ve kararsız kalmalarına sebep olmaktadır. NiTi döner sistemlerin her biri farklılık gösterse de, temel çalışma prensipleri crown-down şekillendirme tekniğidir (119).

Crown-down şekillendirme tekniği bulundurduğu bir takım avantajlar sebebiyle NiTi döner sistemlerde tercih edilmişlerdir. Bunlar(1):

- Öncelikle koronal bölgedeki debris kök kanalından dışarı uzaklaştırıldığı için periapikal bölgeye taşırılması riski en aza indirgenir.
- Debrisin periapikal dokulara taşırılması sonucu oluşan postoperatif duyarlılık ve ağrı büyük oranda azaltılır.
- Koronal genişletme sayesinde yıkama solüsyonu kökün apikal bölümüne daha rahat ulaşır.
- Yıkama solüsyonlarının kanal sistemi içerisinde artmış penetrasyonu ile daha iyi bir doku çözünmesi elde edilir.
- Kök kanalının 2/3 koronal bölümünü kapsayan ön genişletme ile apikal genişletme daha rahat yapılır.
- Kök eğimlerine ve kanal bileşimlerine düz bir giriş sağlanır. Apikal bölgeye düz bir hatla ulaşım; basamak, perforasyon gibi işlemsel hataların oluşmasını azaltır.

Tüm sistemlerde bulunması gereken dönen NiTi aletlerin kullanım prensipleri (119):

- Başlangıçtan itibaren düz bir giriş yolu oluşturulmalıdır. Bunun için kanal girişini kapatan dentin üzerindeki düzensizlikler giderilmelidir. Aletin sap kısmı, kökün uzun aksı ile paralellik göstermelidir. Kanal aleti kanala eğilip bükülmeden direkt olarak girebilmelidir.
- Döner NiTi aletler kanal genişletmek için tasarlanmıştır. Kanal bulucu olarak görev yapmaz. Bu sebepten dolayı kanala ilk giriş el eğesi ile yapılmalıdır. NiTi eğeler, el aletlerinin oluşturduğu giriş yolunu takip etmelidir.
- NiTi aletler crown-down şekillendirme tekniği ile kullanılırlar. Uygun hız ve tork değerine sahip elektrik kontrollü motorlar ile kullanılır. Piyasada bulunan döner sistemler farklı hız ve tork ayarlarına sahiptir. Şekillendirme esnasında dikkat edilmesi gereken üretici firmanın önerileri doğrultusunda belli bir hız ve tork ayarında şekillendirme yapılmalıdır.

- Kanal şekillendirmesi esnasında minimum seviyede basınç uygulanmalıdır. Genel kurallara göre uygulanacak bu kuvvet kurşunkalem ile yazı yazarken uygulanan kuvvete eşdeğer olmalıdır. Dikkat edilmesi gereken bir diğer husus da NiTi eğeleri kanal içerisinde 3-4 saniyeden fazla kullanmamaya özen göstermek olmalıdır.
- Sık aralıklarla kayganlaştırıcı ve yıkama solüsyonu kullanılmasına dikkat edilmelidir. Bu sayede oluşabilecek bir alet kırılması riski en aza indirgenmiş olur. Yıkama yapılması ile aletin yivleri arasında dentin talaşlarının birikmesi önlenerek etkili şekilde madde uzaklaştırılması sağlanmış olur.
- NiTi aletler tek kullanımlık sarf malzemeleri olarak değerlendirilmelidir. Bu niteliğin sağlanması amacıyla özellikle yeni geliştirilen sistemlerde aletlerin üzerinde bulunan kuşaklar, sterilizasyon işleminden itibaren bir takım reaksiyonların gelişmesine sebep olmakta ve eğenin ikinci kez kullanılmasına imkan vermemektedir.

2.3.3 NiTi Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi:

NiTi aletlerin endodonti uygulamalarında kullanılmasından bu yana birçok farklı döner alet sistemi, farklı jenerasyonlar altında piyasaya sunulmuştur. Bu çeşitlilik içerisinde sistemlerin tarihsel gelişimine bakacak olursak:

1. Birinci nesil döner alet sistemleri:

İlk nikel titanyum döner alet sistemi 1992 yılında McSpadden tarafından .02 konisteye sahip şekilde tasarlanmıştır. 1994 yılında ise Dr. Johnson geleneksel .02 konisite anlayışını yıkarak .02 konisiteye sahip eğelere .04 konisiteye sahip seriyi de ekleyerek ProFile (Dentsply, Tulsa Dental, PA, USA) eğe sistemini geliştirmiştir. Birinci nesil döner alet sistemleri pasif kesici yüzeye sahip radyal alanlara sahiptirler. Pasif radyal alan eğe sistemlerinin çalışma esnasında eğenin merkezde konumlanmasını sağlar. Birinci nesil sistemlerin bir diğer özelliği sabit konisiteye sahip olmalarıdır (132).

2. İkinci nesil döner alet sistemleri:

İkinci nesil sistemler piyasaya 2001 yılında girmişlerdir. Bu nesildeki aletlerin birinci nesil aletlerden en önemli farkı radyal alan olmaksızın aktif kesici yüzeye sahip olmaları ve kanalları şekillendirmek için daha az sayıda eğeye ihtiyaç duymalarıdır. Birinci nesil sistemlerde nötral veya negatif kesme açısı kullanılırken; ikinci nesil sistemlerde pozitif kesme açısına geçiş yapılmıştır. Bu değişim ile aletlerin kesme etkinliği arttırılmıştır. Ayrıca eğelerin uzun eksenine ile kesici bıçaklar arasındaki açı azaltılmış, bu sayede eğelerin vidalanma riski azaltılmıştır. Bu nesilde karşımıza çıkan Endosequence (Brasseler, Savannah, GA, USA) ve BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de Fonds, Switzerland) sabit konisite açısına sahiptir. ProTaper (Dentsply, Tulsa Dental, PA, USA) aynı eğede artan ve azalan konisite tasarımıyla ilk defa kullanılmıştır. BioRace sistemi yüzey defektlerinin azaltılması amacıyla "elektrocilalama" işlemi ile üretilmiştir (133).

3. Üçüncü nesil döner alet sistemleri:

NiTi aletlerin etkinliklerinin ve güvenilirliklerinin arttırılması amacıyla çeşitli uygulamalar geliştirilmiştir. Üçüncü nesil sistemlerin en önemli farkları nikel-titanyum alaşımların metalürjisindeki gelişmelerdir. NiTi alaşımların özellikle yorgunluk dayanımlarının arttırılmasına yönelik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalardan bazıları; yüzey uygulamaları (elektrocilalama, yüzey nitrojen iyon implantasyonu), üretim sürecindeki gelişmeler, mikro yapıların kontrolü (termal nitridasyon uygulamaları, yeni üretim teknikleri) ve üstün mekanik özellikler sağlayan yeni alaşımların (M-teli, R-fazı, CM-teli) kullanılmasıdır.

2007 yılında NiTi alaşımın taşlama işleminden önce bir takım termal işleminden geçirilmesiyle (gerilim altında ısıtma ve soğutma işlemi) elde edilen M-teli Dentsply (Tulsa Dental, PA, USA) firması tarafından piyasaya sunulmuştur. ProFile GT series X, ProFile Vortex bu eğelere örnektir (134).

2008 yılında SybronEndo (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) firması, geleneksel eğelerin üretilmesindeki burma hareketine benzer şekilde, NiTi alaşım R-fazında iken burma hareketi uygulanarak üretilen K3 ve Twisted File döner alet sistemlerini piyasaya sunmuştur (135).

2010 yılında NiTi alaşımların bir dizi termomekanik işleminden geçirilmesi ile CM-teli ortaya çıkmıştır. CM-teli Coltène-Whaledent (Altstätten, Switzerland) firması tarafından piyasaya sunulmuştur. CM-telinin kontrollü bellek etkisi vardır. Üretilen NiTi alet ağırlık olarak %52 nikel içermektedir. HyFlex™CM ve Typhoon bu alaşımdan üretilen eğe sistemleridir (136).

4. Dördüncü nesil döner alet sistemleri:

Piyasadaki birçok sistem kanal şekillendirmesinde tam tur kesintisiz dönme hareketi ile çalışan endodontik motorlar ile kullanılmaktadırlar. Fakat, tekrarlayan tarzda yukarı-aşağı veya ileri-geri hareket anlamına gelen resiprokasyon hareketinin döner alet sistemlerinde kullanılması, dördüncü nesil sistemlerdeki gelişmenin temelini oluşturmaktadır. Resiprokasyon hareketi geleneksel şekillendirme tekniklerinden dengeli-kuvvet tekniğine benzer.

2007 yılında Yared (137) tarafından yapılan çalışmada ilk kez #25 ve .08 konisteye sahip tek bir eğe ile kanal şekillendirmesi yapılmıştır. Bu şekillendirmeyi yaparken resiprokasyon hareketini tercih etmiştir. Bu çalışmanın rehberliğinde resiprokasyon hareketi yapan motorlar ile kullanılmak üzere geliştirilen tek bir eğe ile şekillendirme imkanı sağlayan sistemler geliştirilmiştir. Reciproc (VDW GmbH, Munich, Germany) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Bellaligues, Switzerland) bu sistemlere örnektir (138).

Yakın geçmişte geliştirilen SAF (Self Adjusting File [ReDent Nova, Raanana, Israel]) eğe sistemi kanal şekline üç boyutlu olarak kendiliğinden uyum sağlayabilen ince bir metalle çevrili içi boş bir eğeden oluşan kafes

tasarımıyla dikkat çekmektedir. Resiprokal hareket ile çalışan bu sistemde sahip olduğu özellik sayesinde aynı anda yıkama işlemi de yapılabilmektedir (139).

5. Beşinci nesil döner alet sistemleri:

Bu nesilde üretilen kanal aletleri; eğelerin kütle merkezi ve/veya dönme merkezinin dengeli olarak tasarlandığı sistemlerdir. Bu özelliğe sahip aletler, dönme hareketi esnasında eğenin tüm aktif çalışan kısmı boyunca mekanik bir yılan benzeri kıvrılma hareketi oluşturmaktadır. Bu sayede eğe ile dentin dokusu arasındaki temas minimum düzeye inmektedir ve dentinal debrisin kanallardan itilmek yerine kanal dışına atılması sağlanmış olur. Asimetrik tasarıma sahip bu nesil eğelerde aynı aletler üzerinde artan ve azalan derecelerde birbirinden farklı konisite açıları, artmış yiv mesafeleri ve değişken asimetrik yatay kesit tasarımları görülmektedir. Bu nesildeki eğe sistemlerinin bir diğer özelliği de tek eğe ile şekillendirme imkanı sağlamalarıdır ki bu sayede hem çalışma süresi kısalmış olur hem de oluşabilecek bir çapraz kontaminasyon riski elimine edilmiş olur. Bu nesil sistemlere örnek olarak Revo-S, One Shape® (Micro Mega, Besançon, France) , ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental/ Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ve HyFlex™ EDM (Coltène-Whaledent, Altstätten, Switzerland) verilebilmektedir (140).

Kök kanal tedavisinde kullanılan alet ve cihaz teknolojilerindeki tüm bu gelişmelere rağmen, eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi işlemi deneyimli endodontistler için bile zorlayıcı olabilmektedir. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında; kök kanal anatomisi ve morfolojisindeki farklılıklara ve zorlayıcı değişikliklere yeterince dikkat edilmemesi, alet sistemleri ve tekniklerin şekillendirme yaparken kontrollü şekilde kullanılmaması kanal şekillendirmesi

sırasında işlemsel hata ve orijinal kanal morfolojisinden sapmalara neden olabilmektedir (9, 129, 141, 142).

2.3.4 Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Oluşabilecek İşlemsel Hatalar:

1. Aşırı genişletme:

Kök kanal şekillendirmesi sırasında fazla miktarda dentin dokusunun uzaklaştırılması dişi zayıflatır ve bu durum genellikle eğimli kök kanallarının düzleşmesi ile sonuçlanır. Kök kanal eğimindeki düzleşme perforasyon riskini artırır. Aşırı madde kaybının yol açabileceği bir başka problem de vertikal kök kırık riskini arttırmasıdır (143). Belirgin derecede bir kanal genişletmesi oluşmuşsa, kanal dolgusu sırasında fazla basınç uygulanmamasına dikkat edilmelidir. Bu nedenle kanal dolgusu yaparken soğuk sıkıştırma teknikleri yerine termoplastik kanal dolgu teknikleri tercih edilmelidir (10).

2. Çalışma uzunluğunun kaybı:

Çalışma uzunluğu belirlenirken tespit edilen referans noktasının sağlam dentin dokusu üzerinde bulunmaması, şekillendirme sırasında bu yapıda meydana gelebilecek bir kırılma ile oluşabilecek değişikliğe bağlı olarak çalışma uzunluğunda farklılığa neden olabilir (104).Çalışma uzunluğu, dokunma duyusunun kaybolduğu NiTi döner aletlerin kullanımında daha önemli hale gelmektedir. Eğimli kök kanallarının şekillendirmesi, kanalın koronal veya orta bölümünde eğim açısının azalması veya kanal düzleşmesi ile sonuçlanabilir. Bu düzleşme, kanal boyunda ve dolayısıyla çalışma uzunluğunda bir azalma ile sonuçlanabilecektir (144).Kanalın mevcut uzunluğunun kaybolmaması için şekillendirme aralarında düzenli olarak kök kanalının elektronik ölçümleri yapılarak çalışma uzunluğu kontrol edilmelidir (10).

3. Kök kanalının apikal blokajı:

Kanal şekillendirmesi sırasında organik doku artıkları ve dentin talaşları apikal bölgeye itilebilirler. Bu artıklar, katı bir tıkaç görevi görürler ve kanal aletinin apikal bölgeye penetrasyonunu imkansız hale getirirler. Eğer kanalda ilerlemeye zorlanırsa, oluşabilecek tıkaç, çözünmesi veya uzaklaştırılması zor olan kollajeni de içerebilir (10).

Apikal blokajı engellemek için bol kanal irrigasyonu ile beraber crown-down şekillendirme tekniği tercih edilmelidir. İstenilen çalışma uzunluğuna ulaşılmıyorsa işlemsel hataların önlenmesi için enstrümantasyon durdurulmalıdır. Tıkanıklığın kimyasal çözünmesini arttırmak için kök kanal sistemi taze sodyum hipoklorit ile bolca yıkanmalıdır (145).

4. Apikalden taşma:

Organik doku artıklarının, dentin talaşlarının veya yıkama solüsyonlarının apikal bölgeden taşması, işlem sonrasında oluşabilecek alevlenmelerin sebebi olabilir (146). Apikalden taşmanın önlenmesi için yapılması gereken uygulamalar, apikal blokajın önlenmesi için yapılması gereken uygulamalar ile aynıdır. Eğer taşma gerçekleşirse problemi çözecek tek tedavi endodontik cerrahi uygulamalardır. Pek çok vakada az miktarda materyal periapikal dokulara taşmaktadır ve fagosite edilebilmektedirler. Bu sebepten ötürü tedavide öncelikli olarak ağrının giderilmesine odaklanılmalıdır (10).

5. Basamak oluşumu (Ledging):

Basamak; özellikle eğimli kök kanallarında şekillendirme yaparken, kök kanal duvarı yüzeylerinde meydana gelen, apikal bölgeye ulaşımı engelleyen çıkıntı şeklindeki yapay düzensizlikler olarak tanımlanır. Basamak oluşumu, özellikle aktif kesici ucu olan ve esnek olmayan aletler ile şekillendirme yaparken oluşmaktadır (147).

Eğimli kanallarda oluşan basamaklar, kök kanal şekillendirmesi sırasında aşırı dentin uzaklaştırılması ve dikkatsiz yapılan enstrümantasyon nedeniyle genellikle eğimin dış kısmında oluşur (148). Şekillendirme sırasında aşırı kuvvet

uygulanmamasına ve eğelerin numara sırasının atlanmamasına özellikle dikkat edilmesi gerekmektedir. Basamak ne kadar erken fark edilirse basamağın üstesinden gelmek de o derece kolaylaşır. Kanal aletinin kök kanalında çalışırken herhangi bir bölgede sıkışması veya atlayarak geçmesi uyarıcı bir sinyal olabilir (149).

Basamak ilk olarak tespit edildiğinde, kanal yıkama solüsyonu ile bolca yıkanır. Basamak oluştuğunda, uçları önceden bükülmüş paslanmaz çelik eğeler ile basamak yandan geçilerek, kanal yoluna girilmeye çalışılır (10).

6. Apikal Şekillendirme: Apikal çentik (zipping), Dirsek (elbow), Gözyaşı damlası (teardrop), Apikal transportasyon:

Apikal çentik; eğimli kök kanallarının şekillendirmesi sırasında apikal bölgede fazla miktarda madde uzaklaştırılması ile oluşan alanı tanımlar. Bu alan genellikle şekillendirmenin apikal uç kısmında ve eğimin dış kenarında yer alır. Apikal çentik özellikle paslanmaz çelik eğelerin başlangıçtaki düz hallerine dönme eğilimlerinden kaynaklanır (10).

Dirsek; apikal çentiğın daha koronalinde yer alır. Kök kanalında aynı zamanda apikal eğimin tepesini de temsil eden “kum saati” şekilli bir daralımdır (10).

Gözyaşı damlası şekli; şekil olarak benzerliğinden dolayı bu şekilde adlandırılan apikal düzensizliktir (10).

Transportasyon; kök kanalının düzleşmesinden kaynaklanan apikal foramendeki doğal eğimin yer değişimi olarak tanımlanmaktadır. Eğri kanallarda şekillendirme yaparken koronal bölümde kanal duvarının iç yüzünden, apikal bölümde dış duvardan daha fazla aşındırma yapma eğilimi gözlenir (120).

Apikal transportasyonun önlenmesi için en etkili yöntem kök kanallarının yeterli esnekliğe sahip NiTi eğeler ile şekillendirilmesidir (10).

7. Strip perforasyon:

Strip perforasyonlar çoğunlukla kanalın orta üçlüsünde oluşan uzun vertikal perforasyonlardır ve eğimli kök kanalının iç kenarının fazla düzleştirilmesinden

kaynaklanır. Perforasyon kök kanalı ve periodontal dokular arasında bir ilişki ile sonuçlanan yapay oluşumlu açıklıklardır (150). Perforasyon kanalın aranması, genişletilmesi veya post boşluğunun hazırlanması sırasında oluşabilir (151). Strip perforasyonların en yaygın tanısı kök kanalının apikal ve orta bölümlerinde ani, taze kanamaların gözlenmesidir. Kanallar kurulanırken, kağıt koniler üzerinde kanalın orta bölümüne denk gelen kısımlarda kanama odaklarının bulunmasıyla da anlaşılabilir. Kanala yerleştirilen bir eğe ile röntgen alınması da teşhise yardımcıdır (10).

2.3.5 Metal Yorgunluğu ve Döner NiTi Aletlerin Kırılabilirliği:

Bir metal veya malzemeye uygun şiddette kuvvet uygulanması ile malzemede bir şekil değişikliği oluşması durumu deformasyon olarak adlandırılmaktadır. Uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra metal tekrardan orijinal şekline dönüyorsa “elastik deformasyon” olarak; malzemedeki şekil değişikliği kalıcı bir hal alıyorsa “plastik deformasyon” olarak adlandırılır. Elastik deformasyonda bağlarda bir gerilme meydana gelir fakat atomlar birbiri üzerinde kaymazlar; plastik deformasyonda ise dislokasyon hareketi meydana gelir ve atomik bağlarda kopmalar meydana gelir (90).

Özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında orijinal kanal morfolojisini ve apikal foramenin yerini korumak zordur (152). Paslanmaz çelik kanal aletlerinde numaralar arttıkça artan sertlikten kaynaklı eğri kanallarda oluşan komplikasyonlardan dolayı, NiTi kanal aletleri ile şekillendirme önem kazanmıştır. NiTi alaşımlar; sahip oldukları şekil hafızası, süperelastisite, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi üstün özellikler sayesinde eğri kanallarda şekillendirme yapmayı kolaylaştırırlar (153, 154). Kanal şekillendirmesi sırasında meydana gelen alet kırılması genellikle eğelerin yanlış kullanılmaları veya fazla kullanılmaları sonucunda gerçekleşmektedir (155).

NiTi döner aletlerin çalışmaları esnasında oluşan metal yorgunluğu sebebiyle mekanik hasar ve kırılmalar meydana gelebilmektedir. Döner aletlerdeki kırılmalar

genellikle; döngüsel yorgunluğa bağlı olarak, torsiyonel streslere bağlı olarak veya bunların kombinasyonu olarak ortaya çıkmaktadır (156).

Döngüsel yorgunluk; eğimli bir kök kanalında, kanal aletinin eğim bölgesinde dönmeye bağlı olarak tekrarlayan tarzda sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucunda oluşur (72). Kanal aletinin her dönüşünde eğenin büküldüğü noktanın iç yüzünde sıkışma ve dış yüzünde gerilme meydana gelir. Eğri kanallarda sürekli olarak tekrarlayan bu döngü metalde mikro çatlakların oluşmasına sebep olur. Bu bölgelerden başlayan metal yorgunluğu da sonuçta alet kırılmasına neden olur (76).

Torsiyonel kırık ise; kanal aletinin uç kısmının kanal içerisinde sıkıştığı zaman sap kısmının dönmeye devam etmesi sonucunda meydana gelir (156). Sıkışan kanal aletinin üzerinde oluşan kuvvetler ile metalin elastik limitleri aşılır ve alışımda plastik deformasyon meydana gelir. Harekete devam edilmesi durumundaysa kırık oluşur (132).

Kanal aletinin eğimli kanallarda çok defa kullanılması döngüsel yorgunluğa; şekillendirme sırasında kanal aletine aşırı apikal kuvvet uygulanması torsiyonel kırığa neden olmaktadır (156).

Kanal içerisinde kullanılırken döngüsel yorgunluğa maruz kalan kanal aletleri gözle görülebilen herhangi bir işaret göstermeden keskin bir hat şeklinde kırılırken; torsiyonel streslere maruz kalan kanal aletleri yivlerde açılma, düzleşme gibi gözle yada büyütme altında görülebilir defektler gösterebilmektedir(157).

Kırık oluşma sıklığı açısından değerlendirildiğinde, yapılan farklı çalışmalarda NiTi döner aletlerde paslanmaz çelik eğelerden daha fazla oranda kırık meydana geldiği bildirilmiştir. Kanal içerisinde kırılmış paslanmaz çelik eğelerin oranı % 0.7-14 iken; NiTi aletlerin oranı %0.9-21'dir (157-160).

NiTi aletlerin kristalografik yapısı oda sıcaklığında ve 50°C altında martensitik fazda bulunmaktadır (44). Alışımdaki faz değişimi atomik bağlarda dislokasyonlar şeklinde gözlenmektedir (64). NiTi alaşımlar, paslanmaz çelik alaşımlarla karşılaştırıldığında daha düşük sünme ve gerilme dayanımlarına sahiptirler ve bu özellikler NiTi alaşımların daha düşük stresler karşısında kırılmaya karşı

hassasiyetlerini arttırmaktadır (161).Alet kırığı oluşma riskini etkileyebilecek faktörlere bakacak olursak;

- Alet tasarımı:

Eğenin kesitleri ve geometrik şekli; eğilme ve bükülme stresleri sırasında kanal aletin kırılmaya karşı dayanıklılığını etkilemektedir. Daha geniş çaplı aletler, daha ince çaplı olanlara kıyasla torsiyonel yorgunluğa daha fazla maruz kalmaktadırlar ve üzerlerinde daha fazla stres birikimi görülmektedir (162, 163). Yapılan bir çalışmada kırılmanın en fazla #25 büyüklüğündeki NiTi dönen alette meydana geldiği bildirilmiştir (164). Yine yapılan bir kohort çalışmada daha büyük çaplı eğeleri kullanırken üzerlerinde oluşan daha büyük streslerden dolayı daha fazla sayıda alet kırığı gerçekleştiği tespit edilmiştir (165). Başka bir çalışmada ise alet tasarımı ile kırık meydana gelmesi arasında bir ilişki bulunmamıştır (166).

- Üretim süreci:

NiTi alaşımların üretimi aşamasında, oksit parçaları gibi çeşitli parçaların metalin içerisine girmeleri alaşımın yapısında zayıflığa neden olmaktadır (52).NiTi kanal aletleri işlenmemiş NiTi alaşım bir telin taşlanarak işlenmesi ile üretilmektedir (167). Bu üretim aşaması neticesinde oyuk, çukur, yarık, metal katları gibi çeşitli yüzey düzensizlikleri görülmektedir ve bu düzensizlikler stres yoğunluk merkezleri, kırık oluşum noktaları olarak rol almaktadırlar (168). Elektropolisaj ve iyon implantasyonu NiTi aletlerin yüzeylerini modifiye etmek için ve alaşımın mikroyapısını geliştirmek için kullanılan bazı yöntemlerdir (169).

- Alet kullanım dinamikleri:

Yüksek hızlarda dönme kırılmadan önceki maksimum dönme sayısına ulaşmak için gerekli süreyi azaltmaktadır (164, 170). Bazı araştırmacılar bunun aksine dönme hızının eğenin kırılma sıklığı üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını savunmuşlardır (171, 172). Her iki farklı görüş de farklı test ortamları, farklı alet

tipleri ve farklı uygulayıcılar tarafından test edildiğinden dönme hızının kırık oluşumu üzerine etkisi tam olarak kesinlik kazanmış değildir.

Döner NiTi aletler; tork kontrollü elektrik motorları ile kullanılmaktadır. Kanal şekillendirmesi yaparken tork eğnin maksimum elastik limitlerine yaklaştığında, motor otomatik olarak ters yönde döner ve kırık oluşuma neden olabilecek torsiyonel streslerin oluşması önlenir. Gambarini (173) tarafından yapılan bir çalışmada düşük tork altında kullanılan elektrik motorunun kanal aleti üzerinde daha az hasara yol açacağı ve dönmeye bağlı oluşan döngüsel yorgunluk riskini ve kırık oluşumunu azaltacağı bildirilmiştir. Bunun aksine Berrutti ve ark. (174) yaptıkları çalışmada döner NiTi aletlerin yüksek torkta daha iyi çalıştığı, düşük tork seviyelerinde oto-geriye dönüş (Auto reverse) özelliğinin gereksiz stres birikimine neden olduğu ve aletin ömrünü kısalttığı bildirilmiştir. Yared ve ark. (171) ProFile NiTi sistemlerle yaptıkları çalışmada alet kırığı oluşması üzerinde yüksek veya düşük tork değerleri ile kullanım arasında herhangi bir fark bulamamışlardır.

- Kanal morfolojisi:

Motorla kullanılan NiTi döner aletlerde kırık oluşmasını arttıran bir diğer faktör de kök kanal kurvatür açısı ve yarıçapıdır (175). Eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında, NiTi alaşımın döngüsel yorgunluğuna bağlı olarak kırık oluşma riski artmaktadır. Bu nedenle aşırı eğimli kanallarda alet kırığı oluşmasını önlemek için düşük tork değerlerinde kullanılmaları önerilmiştir (162, 175). NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluğu yapay eğimli kök kanallarında test edilmiş, en fazla eğimin bulunduğu noktada maksimum esnemenin gerçekleştiği ve bunun kırıkla sonuçlandığı belirtilmiştir. Bu testler özellikle göstermiştir ki kanal kurvatür açısı arttıkça ve kanal kurvatür yarıçapı azaldıkça eğeler çok daha az dönüş sayısında kırılmaktadır.

(176-178).

Eğelerin büyük çoğunluğunun kanalın apikal üçlü bölgesinde kırıldığı ve bunun maksimum eğim açısı ve minimum çap bölgesi olduğu klinik araştırmalarla da desteklenmiştir (179, 180). Kök kanal anatomisi daha karmaşık bir yapı kazandıkça

torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık oluşma riski artmaktadır. Kanal kurvatür yarıçapı büyük azılarda genellikle küçüktür ve bu özellik aletin torsiyonel kuvvetlere direnme yeteneğini düşürmektedir (175, 181).

Büyük azı dişlerde, küçük azı dişlere oranla üç kat daha fazla alet kırığı gözlenmesi klinik olarak da tespit edilmiştir (182). Alet kırığı oluşma olasılığı, üst çene büyük azı dişlerde meziyobukkal kanalda distobukkal kanaldan daha fazla, alt çene büyük azı dişlerde meziyobukkal kanalda meziyolingual kanaldan daha fazladır (182).

- Şekillendirme tekniği:

Crown-down kanal şekillendirme tekniği, alet kırığı oluşma riskini düşürmek için önerilmektedir (183). Crown-down tekniği özellikle daha küçük aletler üzerinde oluşan torsiyonel stresleri düşürmektedir (184). NiTi döner aletlerin tasarımları da crown-down tekniği ile kullanılmaya uygun olarak tasarlanmıştır (185). Döner aletlerin kırılma olasılığını azaltmak için, kök kanalları içerisinde kullanılmalarından önce giriş yolunun el aletleri ile oluşturulması ve kayganlaştırıcı kremlerin kullanılmaları önerilmektedir (183, 186).

- Sterilizasyon işlemleri:

Literatürde sterilizasyonun NiTi döner aletlerin üzerindeki kırılmaya olan etkisi tartışmalıdır. Birbirini izleyen bir dizi sterilizasyon/otoklavlama döngüsünün; motorla kullanılan NiTi döner aletlerdeki kırık oluşumu ve yüzey düzensizlikleri gözlenmesini arttırdığı, bunun yanında kesme etkinliğini azalttığı çeşitli çalışmalarla tespit edilmiştir (168, 187, 188). Buna karşın ısı ile sterilizasyonun NiTi aletlerin mekanik özellikleri üzerindeki etkileri yapılan diğer çalışmalarla çelişmektedir ki, bu çalışmalarda bunun alet kırığı üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (2, 179, 189).

- Kullanım sayısı:

Aletler kanal içerisinde kullanılırken, kanal duvarları ile sürekli temas halinde

olduklarından zaman içerisinde aşınırlar (190). Döner aletlerin klinikte tekrarlayan sayılarda kullanılmaları, aletler üzerinde metal yorgunluğuna yol açar ve aletin direnci azalır. Bu durum aletin kırılmasına yol açar (72, 162). Endodontik alet üreticileri tarafından bir süredir tek sefer eğge kullanımı önerilmektedir ve yeni üretilen eğgeler bir kere kullanılıp, otoklav ile steril edildikten sonra tekrar kullanılmayacak hale gelecek şekilde üretilmektedirler (179).

Eğgelerin kullanım sayıları konusu literatürde çok açık değildir; çünkü NiTi döner aletlerin nereden kırıldığını, kırılma anından önce klinik olarak tespit etmek genellikle mümkün değildir (179). Çeşitli çalışmalar göstermiştir ki; NiTi aletlerin kırığı, kaç kez kullanıldıklarından çok, ne şekilde kullanıldıkları ile ilişkilidir (157, 191, 192).

Buna karşın kullanım şekline bakmadan incelendiğinde, yeni aletlerin ve daha önce klinikte kullanılmış aletlerin aynı hız ve tork değerlerinde kullanıldıklarında döngüsel yorgunluğa bağlı kırık oluşumu yeni aletlerde daha düşük çıkmıştır (155, 193-195). Yapılan başka bir çalışmada ise aletin kırılma frekansı ve kullanım sayısı arasında herhangi bir ilişki bulunamamıştır (157).

Metal yorgunluğu deneyleri için klinik şartları yansıtabilmenin en iyi yolu çekilmiş dişleri kullanmaktır fakat; döner NiTi aletlerin fiziksel özelliklerinin tam olarak belirlenebilmesi amacıyla çekilmiş dişler yerine şeffaf rezin blokların kullanılması ideal bir model oluşturmaktadır. Çünkü dişlerin kanal anatomileri birbirleri ile eş benzerlik göstermemektedir. Bu sebeple mevcut deney koşullarının standardize edilerek döngüsel yorgunluk dışında deneyin sonuçlarını etkileyecek diğer parametreleri minimuma indirmek amacıyla şeffaf rezin blokları kullanmak daha uygun bir model oluşturmaktadır (181, 193). Alet kırığı oluşmasını engellemek için alınabilecek önlemlere bakacak olursak (68, 173, 184, 196, 197);

- NiTi sistemleri klinikte kullanmadan önce çekilmiş dişler veya rezin bloklar üzerinde yeterince tecrübe kazanıldığından emin olunmalıdır.
- Daha büyük konisite açılı NiTi eğgeleri kullanmadan önce kök kanallarına engelsiz şekilde ulaşabilmek için giriş yolu el eğgeleri ile şekillendirilmelidir.

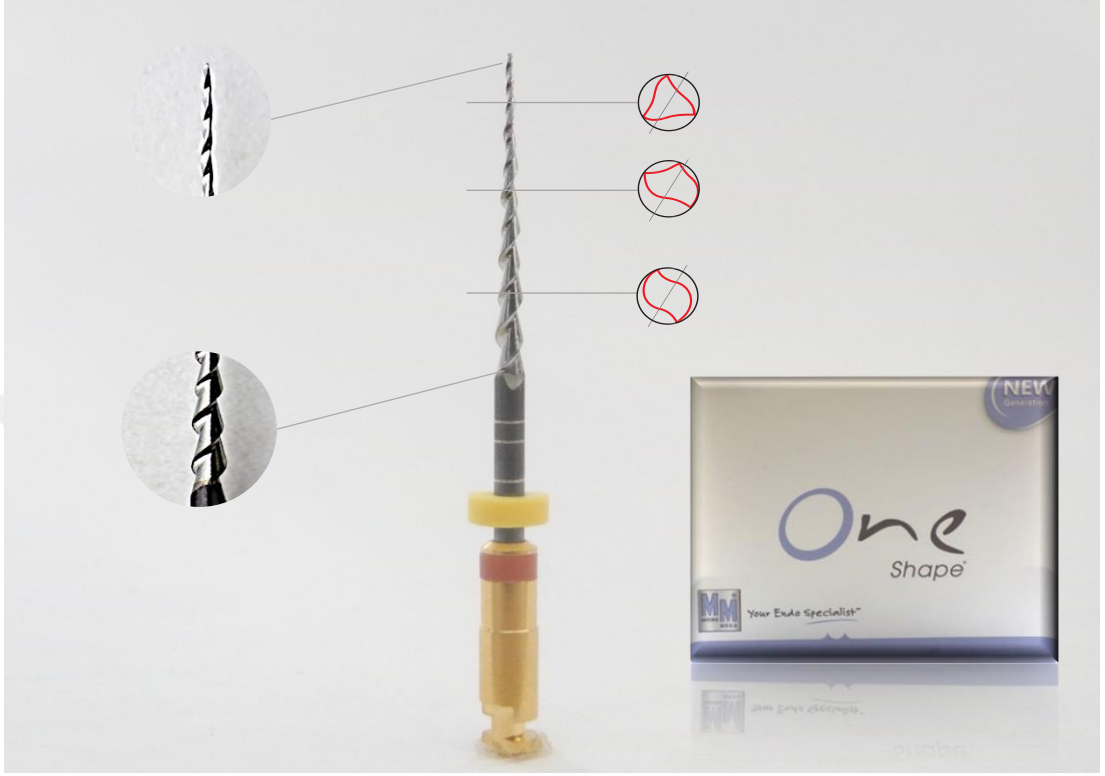
- Kök kanal şekillendirmesi için crown-down şekillendirme tekniği tercih edilmelidir.
- Elektrikli ve tork kontrollü endodontik motor üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılmalıdır.
- Otomatik geri çekme modunu devre dışı bırakmaktan kaçınılmalıdır, aksi takdirde torsiyonel kırık riski artar.
- NiTi aletler ile kanal içerisinde uzun süre kullanılmaktan kaçınılmalı, itme-çekme hareketi ile kullanılmalıdır. Kullanırken hafif apikal basınç uygulanmalıdır.
- Çok dar ve eğri kanallarda alet bir kez kullanılmalı; özellikle eğri kanallarda büyük ve açılı eğeler kullanılmamalıdır.
- Acele enstrümantasyondan ve aleti aniden çekme hareketinden kaçınılmalıdır.

2.4 Çalışmada Kullanılan Sistemler:

2.4.1 One Shape®:

One Shape® eğeler (Micro Mega, Besançon, France) firması tarafından üretilen beşinci nesil döner ege sistemidir (Şekil 2.1). Kök kanallarını tek bir ege ile saat yönünde sürekli dönüş ile şekillendirebilmektedir. Tek bir One Shape® egesinin kullanılmasının; daha kısa sürede şekillendirmeye imkan tanıdığı, çapraz kontaminasyon riskinin elimine edildiği ve ege kırığı riskinin ortadan kaldırıldığı belirtilmektedir. Konvansiyonel nikel-titanyum alaşımdan üretilen bu egenin kesici olmayan uç kısmı #25 ve .06 sabit konisiteye sahiptir. Ege çalışan kısım boyunca değişken asimetrik yatay kesit tasarımına ve artmış yiv mesafesine sahiptir. Egenin yatay kesitleri incelendiğinde uç kısmında konveks üçgen üç simetrik kesici kenar, orta kısımlara doğru ilerledikçe asimetrik üç kesici kenardan iki kesici kenara doğru bir değişim ve koronal kısımda S şeklinde bir kesite sahip olup iki kesici kenar görülür. Firma egenin sahip olduğu bu değişken asimetrik yatay kesit sayesinde daha az vidalanma oluştuğunu ve saat yönünde sürekli dönüş ile resiprokal sistemlere kıyasla apikalden çıkan debris miktarının daha az olduğunu öne

sürmüşlerdir. One Shape® eğelerin 400 devir/dk hız ve 2,5 Ncm tork değerleri ile kullanılması önerilmektedir (198, 199).



Şekil 2.1. One Shape® tek ege sistemi:

Şekillendirme protokolü (200).

1. İşlem öncesinde radyografi alınarak kanal anatomisi incelenir.
2. Kanal açıklığı #10 K-tipi ege ile kontrol edilir. Yıkama yapılır.
3. Kanal girişleri EndoFlare ile genişletilir.
4. #10 ege ile tahmini çalışma uzunluğuna kadar ilerlenebiliyorsa ilerlenir, ardından #15 ege ile tahmini çalışma uzunluğuna ilerlenir. Yıkama yapıldıktan sonra One Shape® ege ile şekillendirmeye geçilir.
5. #10 ege ile tahmini çalışma uzunluğuna ilerlenemiyorsa G-egeler (G1 ve G2, Micro Mega) ile tahmini çalışma uzunluğuna ilerlenir. Yıkama yapıldıktan sonra One Shape® ege ile şekillendirmeye geçilir.
6. Şekillendirme esnasında bir şelasyon ajanının kullanılması işlemi kolaylaştıracaktır.

7. Çalışma boyu hesaplandıktan sonra, One Shape® eğe ile çalışma boyunun 2/3'ü kadar kısım basınç uygulamadan ileri-geri hareketlerle eğelenir.
8. Kanal yıkanır, kanal açıklığı #10 eğe ile kontrol edilir, eğe üzerindeki dentin talaşları temizlenir.
9. Eğe tekrar kanala yerleştirilir ve çalışma boyundan 3 mm. kısa kalacak şekilde basınç uygulamadan şekillendirmeye devam edilir.
10. Kanal yıkanır, kanal açıklığı #10 eğe ile kontrol edilir, eğe üzerindeki dentin talaşları temizlenir.
11. Eğe tekrar kanala yerleştirilir ve çalışma boyuna kadar ilerlenir. Yıkama yapılı ve şekillendirme tamamlanır.

Firmanın önerisine göre One Shape® eğeler tek bir diş tedavisinde kullanılmalıdır.

Eğe üzerinde bir deformasyon oluştuğu takdirde eğe değiştirilmelidir (200).

2.4.2 HyFlex™ EDM:

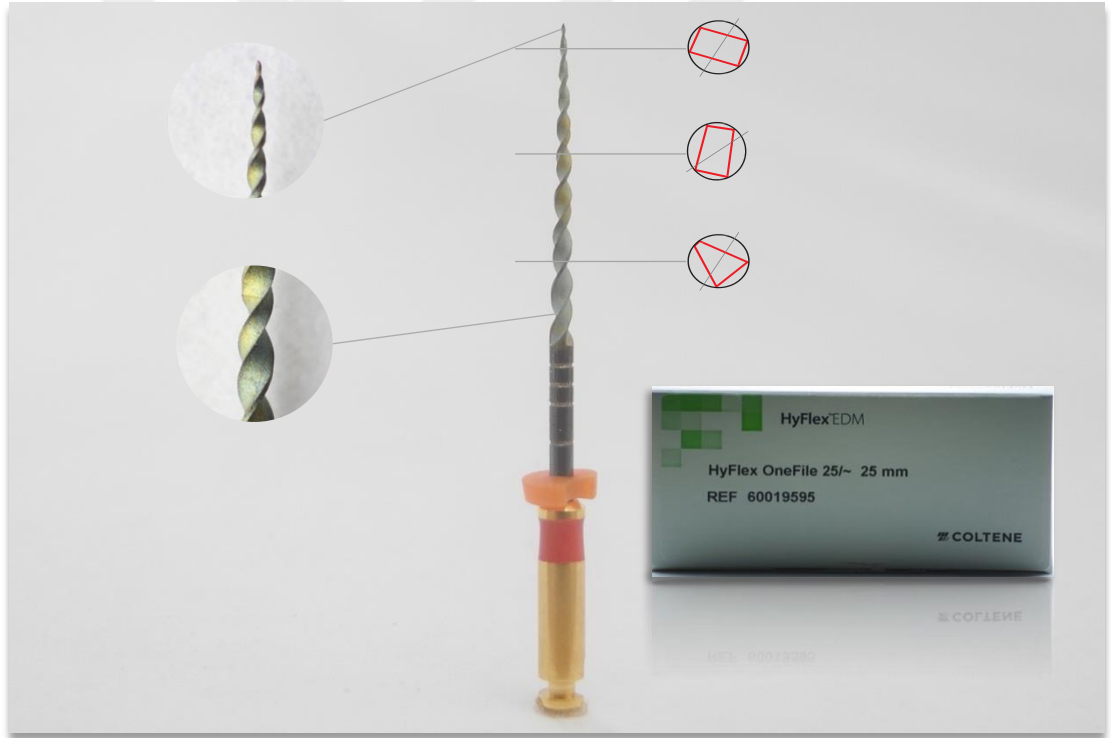
HyFlex™ EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland) eğeleri; konvansiyonel NiTi eğelerin aksine, kristalografik fazın östenitten martensite oda sıcaklığında geçiş yaptığı süreçte üretilirler ve bu özellik eğelere son derece yüksek esneklik ve kırılma direnci kazandırır (Şekil 2.2). Kontrollü bellek sayesinde eğeler kanal anatomisini takip ettiğinden kanalda perforasyon veya taşma riski önemli ölçüde azaltılmış olur. Tıpkı paslanmaz çelik eğelerde olduğu gibi HyFlex™ eğeler önceden bükülerek şekil verilebilir. Bu özelliği, aşırı kavisli kök kanallarında basamak oluşmasının önlenmesinde önemli bir avantaj sağlar (201).

HyFlex™ NiTi eğelerin tümleşik bir şekil belleği vardır. Şekillendirme sırasında spiral şekillerini değiştirerek gerilimi önlerler. Otoklav ile sterilizasyondan sonra orijinal şekillerini, kristal yapıları ve yorgunluk direncini tekrar geri kazanırlar (201).

HyFlex™ EDM eğeleri 5'inci nesil kök kanal eğelerini oluşturmaktadırlar. HyFlex™ EDM NiTi eğeleri, elektrik boşaltımıyla işleme yöntemi kullanılarak üretilirler. Çalışma parçaları EDM üretim sürecinde, çalışma parçası ile alet arasında bir potansiyel oluşturarak işlenir. Bu süreçte oluşturulan kıvılcımlar, materyal

yüzeyinin erimesine ve buharlaşmasına yol açar. Bu da HyFlex™ EDM eğelerini daha kuvvetli ve kırılmalara karşı daha dirençli kılar. HyFlex™ EDM eğelerinin spiralleri güce maruz kaldıklarında uzarlar. Bu; kanal duvarlarına takılmaktan kaynaklanan blokajları önler ve kırılma riskini önemli ölçüde azaltır. Eğeler yalnızca elastik deformasyona maruz kalmışlarsa, otoklavlama sırasında eğeler orijinal şekillerine geri dönerler (201).

HyFlex™ EDM eğeleri değişken yatay kesit tasarımına sahiptirler. Uç kısmında dörtgen yatay kesit formundadırlar, orta bölgede yamuk yatay kesit formunda ve koronal kısımda üçgene yakın yamuk yatay kesit formundadırlar. Tüm HyFlex™ EDM eğelerin 500 devir/dk hız ve 2.5 Ncm tork değerlerine kadar kullanılmaları önerilmektedir (201).



Şekil 2.2. HyFlex™ EDM One File tek eğe sistemi

HyFlex™ EDM kök kanalı şekillendirme protokolü (201);

1. Koronal erişim: Düz hatlı koronal erişim sağlandıktan sonra, apikal giriş yolu oluşturmak ve kanala yıkama sıvısı uygulayabilmek için bir el eğesi

(maksimum #20/.02 boyutunda) veya döner glide path eğeler kullanılması uygundur.

2. İsteğe bağlı adım 1: Klinik duruma ve diş hekiminin takdirine göre #25/.12'lik bir ağız açıcı kullanmak gerekebilir. Dar kanallarda ağız açıcı olarak HyFlex™CM #25/.08 eğesi kullanılabilir. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor çalıştırılır ve hafif darbeleri dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiği anda bir sonraki adıma geçilir. Açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.
3. Adım 2: Çalışma uzunluğuna kadar giriş yolu açmak için #10/.05 Glidepath eğe kullanılır. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor çalıştırılır ve hafif darbeleri dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.
4. Adım 3: Kök kanalını çalışma uzunluğuna kadar genişletmek için HyFlex™ EDM #25/~ OneFile kullanılır. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor çalıştırılır ve hafif darbeleri dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.
5. İsteğe bağlı adım 4: Klinik duruma ve diş hekiminin takdirine göre apikal bölümü genişletmek için #40/.04 Finisher eğesi kullanmak gerekebilir. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor çalıştırılır ve hafif darbeleri dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.
6. İsteğe bağlı adım 5: Klinik duruma ve diş hekiminin takdirine göre apikal bölümü genişletmek için #50/.03 Finisher eğesi kullanmak gerekebilir. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor

çalıştırılır ve hafif darbeli dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.

7. İsteğe bağlı adım 6: Klinik duruma ve diş hekiminin takdirine göre apikal bölümü genişletmek için #60/.02 Finisher eğesi kullanmak gerekebilir. Motoru çalıştırmadan eğe kanalın içine yerleştirilir. Eğe ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarılır. Ardından motor çalıştırılır ve hafif darbeli dokunuşlarla ilerlenir. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edilir. Kök kanalları yıkanır.

2.4.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM):

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) yada tarama kuvvet mikroskobu (SFM), sıvı yada katı modellerin topoğrafisinin çok yüksek çözünürlükte nanometre (nm.) seviyesinde görüntülenmesinde kullanılan bir sistemdir (202). AFM'nin öncülü olan taramalı tünelleme mikroskobu (STM) 1980'lerin başında IBM-Araştırma laboratuvarlarında (Rschlikon, Zurich, Switzerland) Gerd Binnig ve Heinrich Rohrer tarafından geliştirilmiştir. Bu buluş araştırmacılara 1986 yılında Nobel Fizik dl'n kazandırmıştır. STM sadece iletken örneklere ait ölçüm imkanı sağlamaktadır, iletken olmayan örneklerin ölçülebilmek ihtiyacı yeni araşışları doğurmuştur. Bu sorunlar neticesinde 1986 yılında G. Binnig, C. Quate ve C. Gerber ilk atomik kuvvet mikroskobunu geliştirmişlerdir. İlk ticari ürün 1989 yılında piyasaya sunulmuştur (203).

AFM; esnek bir kaldıraçtan ve yüzeyi taramak için buna bağlı sivri bir uçtan oluşur. Kaldıraç genellikle silikon yada silikon nitrrdr. Kaldıraca bağlı uç kısmı nanometre ölçeğinde eğrilik yarıçapına sahiptir (204). AFM'nin genel çalışma prensibi; kaldıraca bağlı nano ucun düz bir yüzeye sabitlenmiş örnek yüzeyi üzerinde yapılan tarama şeklinde tanımlanabilmektedir. Bir lazer ışını tutucu kol üzerinden yansıtılmaktadır. Uç ile yüzey arasındaki etkileşimlerden kaynaklanan yukarı ve aşağı yönlü sapmalar, lazer ışınındaki yansımalar hassas bir foto sensör tarafından okunmaktadır (205). Uç rnek yüzeyine yaklařtıķça; uç ile örnek yüzeyi arasındaki kuvvetler Hooke kanunu prensiplerine

göre kaldıracın sapmasına yol açar. Uç sabit bir yükseklikte tarama yaparsa, yüzeye çarpıp hasar oluşturma riski doğar. Bu nedenle genellikle uç ile yüzey arasında kuvveti sabit tutmak için negatif bir geri besleme mekanizması kullanılır (205).

AFM uygulamaya bağlı olarak “statik (temaslı)” ve “dinamik (temassız)” olmak üzere iki farklı görüntüleme modunda kullanılabilir. Dinamik modlar kaldıracın akustik yada manyetik yollarla titreştirilmesini gerektirir ve yumuşak yüzeyler için daha yaygın kullanılır (204).

AFM'nin uygulama alanları (205);

- Görüntüleme; yüzeylerin topografik görüntülerinin elde edilmesi
 - Hissetme; bazı malzemelerin ortamda olup olmadığının anlaşılması
 - Atomlardaki yer değiştirme; yüzeydeki atomların yerleri ile oynanabilir
 - Ölçme; malzemenin karakteristik bir özelliği hakkında bilgi toplanması
- AFM'nin endodontide uygulama alanları;
- Kök kanal aletlerinin ve guta-perka konların yüzey topografilerinin incelenmesi (206, 207).
 - Yıkama solüsyonlarının alet yüzeyi üzerine etkilerinin incelenmesi (208, 209).
 - Otoklav sterilizasyonun alet yüzeyi üzerine etkilerinin incelenmesi (210, 211).
 - Restoratif materyallerin dentin ve mine yüzeyine etkilerinin incelenmesi (212, 213).
 - Kök kanal tedavili dişlerin nano-yapısal ve bileşimsel özelliklerinin incelenmesi (214, 215).

2.4.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM):

Taramalı elektron mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope), odaklanmış bir elektron demeti ile örnek yüzeyini tarayarak görüntü elde eden bir elektron mikroskobu türüdür. Elektronlar örnek yüzeyindeki atomlarla etkileşerek

örnek yüzeyindeki topoğrafi ve kompozisyon hakkında bilgiler içeren farklı sinyaller üretir (216).

1937’de Manfred Von Ardenne daraltılmış ve iyi odaklanmış bir elektron demeti ile çok küçük bir alanı tarayarak, yüksek çözünürlüklü gerçek bir taramalı elektron mikroskobunu üretmiştir. Bu üretilen ilk cihazdır. “Stereoscan” adı verilen ilk ticari ürün ise 1965 yılında kullanılmaya başlanmış ve bundan sonraki teknik gelişmeler birbirini izlemiştir (217).

Taramalı elektron mikroskobu; optik kolon, numune hücresi ve görüntüleme sistemi olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır. Optik kolon kısmında; elektron demetinin kaynağı olan elektron tabancası, elektronları numuneye doğru hızlandırmak için yüksek gerilimin uygulandığı anot plakası, ince elektron demeti elde etmek için yoğunlaştırıcı mercekler, demeti numune üzerinde odaklamak için objektif merceği ve elektron demetinin numune yüzeyini taraması için tarama bobinleri yer almaktadır (216).

Bir taramalı elektron mikroskobunda görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin sonucunda ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanır. Bunlardan ilki, gelen elektron demetindeki elektronların, malzemedeki atomlarla yapmış olduğu elastik olmayan çarpışma sonucu ortaya çıkan ikincil elektronlardır. Bu elektronlar örnek yüzeyinin yaklaşık 10 nm’lik bir derinliğinden ortaya çıkarlar ve bunların tipik enerjileri en fazla 50 eV civarındadır. İkincil elektronlar fotoçoğaltıcı tüp yardımıyla toplanıp, örneğin tarama sinyali konumuyla ilişkilendirilerek yüzey görüntüsü elde edilir. Elektron demeti ile incelenen örnek yüzeyindeki malzeme arasındaki etkileşimde ortaya çıkan diğer bir elektron grubu ise “geri saçılma elektronları” adı verilen elektronlardır. Geri saçılma elektronları, yüzeyin derin bölgelerinden gelen daha yüksek enerjili elektronlardır. Bu enerjideki elektronlar bir fotoçoğaltıcı tüp tarafından tespit edilemeyecek kadar yüksek enerjiye sahip olduklarından genellikle quadrant foto detektörler yardımıyla tespit edilirler. Sonuç olarak ikincil elektronlar incelenen örneğin topografisi ve kompozisyonu hakkında bilgi verir (216).

Taramalı elektron mikroskobu;

- Tıp ve adli tıp uygulamalarında
- Sanayinin değişik kollarında hata analizlerinde
- Biyolojik bilimlerde
- Kaplama yüzeylerin karakterizasyonunda
- Tüm katı malzemelerin mikro ve nano ölçekte yapılarını tayin etmek ve bu yapıların elementer analizinde kullanılır (216).

Taramalı elektron mikroskobu ile aynı anda Enerji Dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDX) ile incelenen numunenin kimyasal kompozisyonu ve elementel analizi de yapılabilmektedir. SEM içerisindeki numune, vakumlu ortamda yüksek hızlı elektronlar ile bombardıman edilir. EDX ile kalitatif ve kantitatif kimyasal analiz yapılabilmektedir (218).

Bu tez çalışmasının amacı; günümüz endodonti uygulamalarında çok önemli yeri bulunan motorla kullanılan NiTi döner alet sistemlerinden, beşinci jenerasyon tek eğe sistemlerinden dental markete yeni giren, elektrik boşaltımıyla işleme tekniği ile CM-telinden üretilmiş HyFlex™ EDM sistemi ile konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımdan üretilen One Shape® sisteminin; paslanmaz çelikten üretilmiş iki farklı kurvatür yarıçapında yapay eğimli kanallarda döngüsel kırığa karşı dirençlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, kök kanal eğimini muhafaza etme ve kanalı şekillendirme etkinliklerinin hazır şeffaf rezin blokların kanallarında incelenmesi ve eğerlerin paketinden açılmış haliyle, beş kere sterilizasyon döngüsünden çıktıktan sonra ve 5 kere şeffaf rezin bloklarla şekillendirme yaptıktan sonra yüzeylerinde meydana gelen topoğrafik değişikliklerin Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile incelenmesidir.

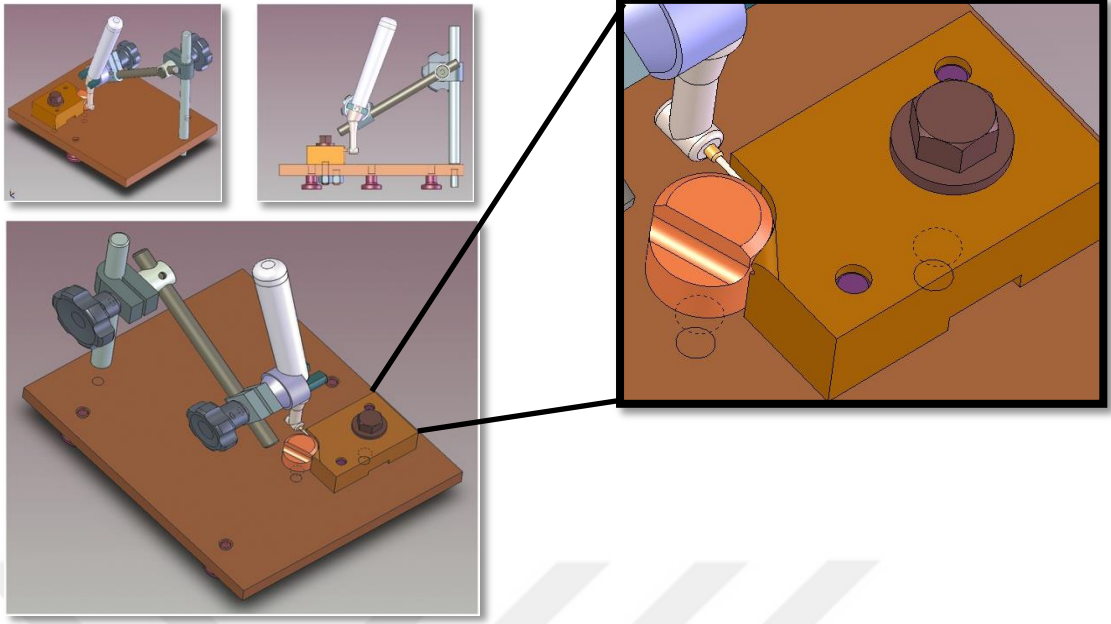
3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma üç aşamadan oluşmaktadır:

1. Birinci aşama döngüsel yorgunluk direnci deneyi
2. İkinci aşama şekillendirme yeteneği deneyi
3. Üçüncü aşama SEM ve AFM görüntülenmesi deneyi

3.1 Döngüsel Yorgunluk Direnci Deneyi

Bu çalışmada kullanılacak olan döngüsel kırık deney düzeneğinin hazırlanması için konu ile ilgili yapılan araştırmalardaki düzenekler incelenmiş ve Aydın ve ark. (219) yapmış olduğu deney düzeneği örnek alınmıştır (Şekil 3.1). Deney düzeneği paslanmaz çelik üç parçadan oluşmaktadır. Destek bloğu, destek bloğunun üzerine oturan ve anguldruvanın sabitlenerek tutturulacağı kol kısmı ve eğelerin içinde serbestçe dönebileceği konkav eğimli kanalları temsil eden oluklu yapay kanal kısmı ve konkav yapay kanal içerisinde dönen eğenin oluğun dışına çıkmasını engellemek ve eğimli formunu desteklemek amacıyla üretilen konveks silindirik destek kısmı. Deney düzeneğinin yapay kanalları 60° sabit kurvatür açısı ile üretilmiştir. Kanalların kurvatür yarıçapları ise 5 mm. ve 10 mm. olacak şekilde iki farklı tipte üretilmiştir. Düzenekte paslanmaz çelik yapay kanal, çalışma boyu 19 cm. olarak ve kanal eğimi apikal uçtan 5 cm. mesafede olacak şekilde hazırlanmıştır.

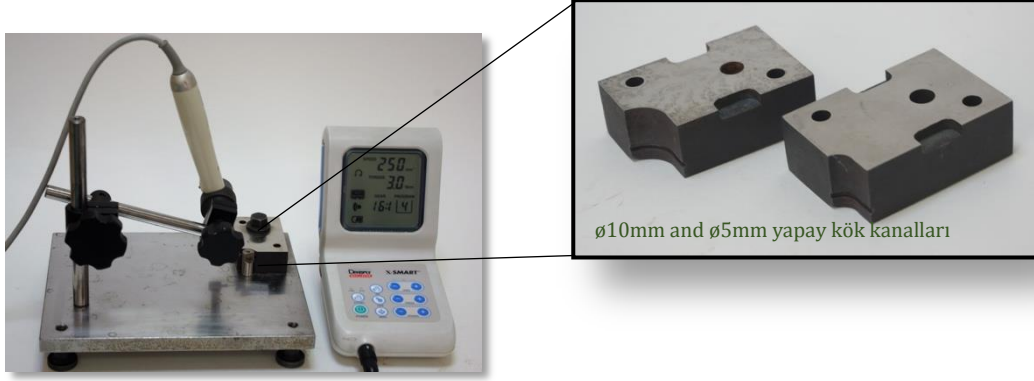


Şekil 3.1. Döngüsel yorgunluk deney düzeneği

Deney sırasında eğelerin kırılma gerçekleşene kadar gerçekleşen dönme süresini ve tur sayısını hesaplamak amacı ile 1/100 saniyeli kronometre kullanıldı ve geçen süreler kaydedildi (Inerzia Timer, Inerzia Soft 2.4, Italy).

Eğeler; X-Smart (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) tork kontrollü endodontik motor ve 1/16 redüksiyonlu X-Smart anguldruvaya takılarak kullanıldı. Üretici firma tavsiyeleri göz önünde bulundurularak; standardizasyonu sağlamak amacıyla hem One Shape® eğeleri için hem de HyFlex™ EDM eğeleri için 400 devir/dk (rpm.) hız ve 2,5 Ncm. tork çalışma değerleri olarak belirlendi.

Döngüsel yorgunluk deneyi için toplamda 40 adet #25 büyüklükte, .06 konisite açılı ve 25 mm. uzunluktaki One Shape® eğeleri ve 40 adet #25/~ büyüklükte, .08 konisite açılı ve 25 mm. uzunluktaki HyFlex™ EDM eğeleri kullanıldı. Her iki tipteki eğelerin 20 adedi paketinden yeni açılmış daha önce kullanılmamış eğelerden, kalan 20 adedi şeffaf rezin blokların (VDW GmbH, Munich, Germany) eğimli kanallarında 5 kere şekillendirme yapılarak kullanılmış eğelerden oluşturuldu. Daha önce kullanılmamış eğeler rastgele eşit sayıda ve beş kere kullanılmış eğeler rastgele eşit sayıda olacak şekilde 8 gruba ayrıldı. Gruplar $\varnothing 5$ mm. ve $\varnothing 10$ mm. iki farklı kanal kurvatüründe test edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Deney düzeneğinin 5 mm. ve ø10 mm. yapay kanalları

Deneyin ilk bölümünde yeni ve şeffaf rezin bloğun yapay kanallarında beş kere kullanılmış HyFlex™ EDM ve One Shape® eğe gruplarındaki her bir eğenin ø5 mm. kök kanallarını temsil eden yapay kanallarda döngüsel kırığa karşı dirençleri test edildi. Öncelikle destek bloğuna ø5 mm. eğimli kanalları temsil eden paslanmaz çelik yapay kanal bloğu vidalama ile sabitlendi. Ardından X-Smart anguldruvası deney düzeneğinin uzun kol kısmına vidalama ile sabitlendi. Kanal eğesi anguldruvaya takılıp, çalışma boyunda kanala yerleştirildi. Eğenin dönmeye başlaması ile aynı anda 1/100 sn. kronometre çalıştırıldı ve eğenin kırıldığı anda durduruldu. Eğenin kırılma anına kadar ki gerçekleşen dönme süresi (dakika (dk), saniye (sn), santisaniye (cs)) kaydedildi. Bu süre değerlerinden eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı (NCF) aşağıda belirtilen formüle göre hesaplandı.

$$NCF = \left(\frac{dk. \times sn. \times cs.}{6000} \right) \times rpm$$

Eğeler yapay kanallar içerisinde dönerken kayganlaştırıcı jel olarak özel bir yağ (WD-40, WD-40 Company Ltd., Milton Keynes, England) kullanıldı.

Deneyin ikinci bölümünde yeni ve şeffaf rezin bloğun yapay kanallarında beş kere kullanılmış HyFlex™ EDM ve One Shape® eğe gruplarındaki her bir eğenin ø10 mm. kök kanallarını temsil eden yapay kanallarda döngüsel kırığa karşı dirençleri test edildi. Öncelikle destek bloğuna ø10 mm. eğimli kanalları temsil eden paslanmaz çelik yapay kanal bloğu vidalama ile sabitlendi. Kanal eğesi anguldruvaya takılıp, çalışma boyunda kanala yerleştirildi. Eğeler yapay kanallar içerisinde

dönerken kayganlaştırıcı jel olarak özel bir yağ (WD-40, WD-40 Company Ltd., Milton Keynes, England) kullanıldı. Eğenin dönmeye başlaması ile aynı anda 1/100 sn. kronometre çalıştırıldı ve eğenin kırıldığı anda durduruldu. Eğenin kırılma anına kadar ki geçen dönme süresi kaydedildi. Kaydedilen değerler her grup için ayrı ayrı Microsoft Excel yazılımında tablo olarak hazırlandı. Bu süre değerlerinden eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı (NCF) daha önce yukarıda belirtilen formüle göre hesaplandı.

Verilerin analizi SPSS (IBM SPSS Statistics Version 21 for Mac, IBM Corporation, NY, USA) paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle incelendi. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar için student *t* Testi veya Mann Whitney U testi uygulandı ve $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3.2 Şekillendirme Yeteneği Deneyi

Çalışmanın bu kısmında 19 mm. kanal boyuna sahip, ISO #15 apikal foramen boyutunda, .02 konisite açılı, Schneider yöntemine göre (115) 45° eğimli yapay kanalları olan 10x10x30 mm. boyutlarında 80 adet şeffaf rezin blok (VDW GmbH, Munich, Germany) kullanıldı. Kanal şekillendirilmesi, her iki NiTi sistem için de üretici firmaların talimatları doğrultusunda belirlenen hız ve tork değerlerinde (400 devir/dk, 260 gcm.), Reciproc Gold (VDW GmbH, Munich, Germany) tork kontrollü elektrikli motor kullanılarak gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan 80 adet şeffaf rezin blok rastgele iki ana gruba ayrıldı. Gruplara ayrılan rezin bloklar, çalışmada kullanılan her bir eğenin iki kere şekillendirme yapacağı şekilde 20 adet HyFlex™ EDM ve 20 adet One Shape® eğesi ile kullanıldı.

80 adet yapay kanalın işlem öncesi çalışma boylarının tespiti için #10 K-tipi paslanmaz çelik el eğesi (Micro-Mega, Besançon, France) yapay kanala yerleştirildi ve kanal içerisinde apikal foramenden görülene kadar ilerletildi. Lastik stoper,

eğenin ucunun apikal foramende görüldüğü uzunlukta sabitlendi. Çalışma boyu milimetrenin yüzde biri hassasiyetinde ölçüm yapan dijital bir kumpas (Baytaş Electronic Digital Caliper, Ankara, Türkiye) kullanılarak ölçüldü. Bu işlem sırasında araştırmacı tarafından oluşabilecek hataları en aza indirmek için her bir kanal aynı araştırmacı tarafından ardı ardına üç ölçüm yapılarak ölçüldü ve her bir kanal için bu ölçümlerin ortalama değerleri kaydedildi.

Blokların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerinin alınmasında standardizasyonu sağlamak için pleksiglas malzemeden hazırlanan sabitleyici bir düzenek oluşturuldu (Şekil 3.3). Düzenek pleksiglas zemin üzerinde görüntülerin alınacağı fotoğraf makinesinin gövde kısmının oturacağı yuva kısmı, objektifin görüntü alırken sabitlenmesini sağlayan destek kısmı ve şeffaf akrilik blokların hareket etmemesi için sabit durmasını sağlayan yuva kısmından oluşmaktadır. Akrilik bloğun sabit pozisyonda durmasını sağlayan yuva kısmı pleksiglas zemin üzerinde bulunan ray kısmı üzerinde görüntünün netliğinin sağlanabilmesi için hareket edebilmektedir.



Şekil 3.3. Şekillendirme deneyi için hazırlanan pleksiglas deney düzeneği

Şeffaf akrilik blokların işlem öncesi ve sonrası görüntüleri, dijital fotoğraf makinesi (Pentax K200 DSLR, Hoya Corporation, Japan) ve Vivitar Series 1 (105 mm., 1:2,5, 1:1 Macro Telephoto) objektif kullanılarak alındı. Akrilik bloklar üzerinde işlem öncesi görüntülerin karşılaştırılması işlemine kolaylık sağlaması ve doğruluk oluşturması amacıyla elmas fissür frez ile koronoapikal yönde dikey ve meziodistal yönde yatay referans olukları oluşturuldu. Çalışmada kullanılan her bir akrilik blok şekillendirme öncesinde numara verilerek düzenekteki yerine yerleştirildi. İşlem öncesi ve sonrası görüntülerin karşılaştırılarak ölçümlerin yapılmasını kolaylaştırabilmek için her bir yapay kanala siyah mürekkep (Pelikan, İstanbul, Türkiye) enjekte edildi ve bu şekilde dijital görüntüler elde edildi. İşlem öncesi görüntüler makro büyütme ile alındı. Alınan dijital görüntüler kamera ayarlarının bilgisayar ortamında kontrol edilmesini ve görüntülerin bilgisayara aktarılmasını sağlayan bir bilgisayar programı (PK-Tether, Version 0.7.0) ile TIFF dosya formatında bilgisayara kaydedildi.

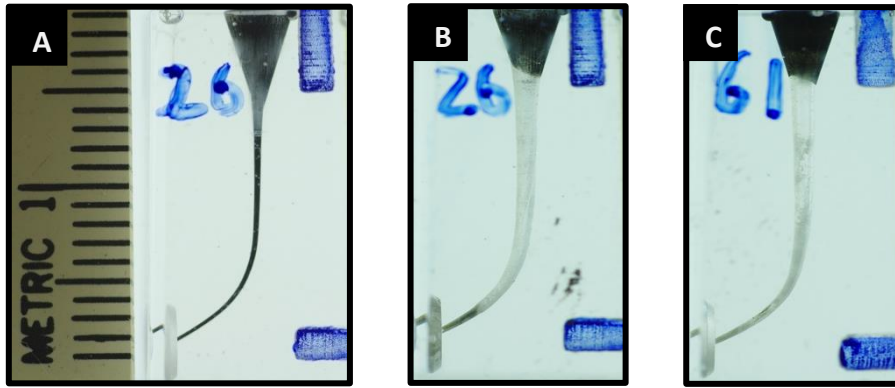
Çalışmada yapay kanallardaki tüm şekillendirme işlemleri aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Şekillendirme işlemi esnasında akrilik bloklar, hareket etmemeleri için sabitlendi ve her bir eğe ile iki blok şekillendirildi. Yapay kanalların şekillendirilmesi esnasında kayganlaştırıcı olarak FileCare EDTA (VDW GmbH, Munich, Germany) kullanıldı. Şekillendirme işlemine başlamadan önce ve şekillendirme sırasında izotonik serum fizyolojik ile irrigasyon yapıldı ve ISO #10 K-tipi eğe ile çalışma boyunca ilerlenerek tıkanma olup olmadığı kontrol edildi.

1.Gruptaki 40 adet yapay kanal, HyFlex™ EDM NiTi dönen sistem (Coltène Whaledent, Altstätten, Switzerland) eğeleri ile şekillendirildi. Eğeler Reciproc Gold tork kontrollü endodontik motor (VDW GmbH, Munich, Germany) ile kullanıldı. Her iki yapay kanal için yeni bir eğe kullanıldı. Şekillendirme sırasında üretici firma tavsiyelerine uyuldu. Bütün eğeler için 400 devir/dk (rpm) ve 260 gcm. tork değeri ayarlandı. Motorun Otomatik Ters Dönme (Auto Reverse) fonksiyonu etkinleştirildi. Yapay kanal girişine serum fizyolojik enjekte edildikten sonra #25/~ OneFile eğeleri kanal içerisine yerleştirildi, motor çalıştırıldı ve şekillendirme işlemine geçildi. Eğe

ilerleyemez olduğunda 1 mm. geri çekerek duvarlardan kurtarıldı, ardından motor tekrar çalıştırıldı ve hafif darbeleri dokunuşlarla şekillendirmeye devam edildi. Direnç hissedildiğinde açıklık #20/.02 el eğesi ile kontrol edildi ve kök kanalları irrigate edildi.

2.Gruptaki 40 adet yapay kanal, One Shape® NiTi döner sistem (Micro Mega, Besançon, France) eğeleri ile şekillendirildi. Eğeler Reciproc Gold (VDW GmbH, Munich, Germany) tork kontrollü endodontik motor ile kullanıldı. Şekillendirme sırasında üretici firma tavsiyelerine uyuldu. Bütün eğeler için 400 devir/dk ve 260 gcm. tork değeri ayarlandı. Motorun Otomatik Ters Dönme (Auto Reverse) fonksiyonu etkinleştirildi. Yapay kanal girişine serum fizyolojik enjekte edildikten sonra One Shape® eğeleri ile önce kanalın 2/3 koronal kısmı basınç uygulamadan ileri-geri hareketlerle şekillendirildi. Kanallar yıkandı, kanal açıklığı el eğesi ile kontrol edildi ve eğe üzerindeki talaşlar temizlendi. Eğe tekrar kanala yerleştirildi ve çalışma boyundan 3 mm. kısa kalacak şekilde basınç uygulamadan şekillendirmeye devam edildi. Kanal tekrar yıkandı, kanal açıklığı el eğesi ile kontrol edildi ve eğe üzerindeki talaşlar temizlendi. Eğe tekrar kanala yerleştirildi ve çalışma boyuna kadar ilerlendi. Serum fizyolojik ile irrigasyon yapıldı ve şekillendirme tamamlandı.

İşlem sonrası görüntüler, işlem öncesi görüntüler, TIFF dosya formatında bilgisayara kaydedildi (Şekil 3.4).

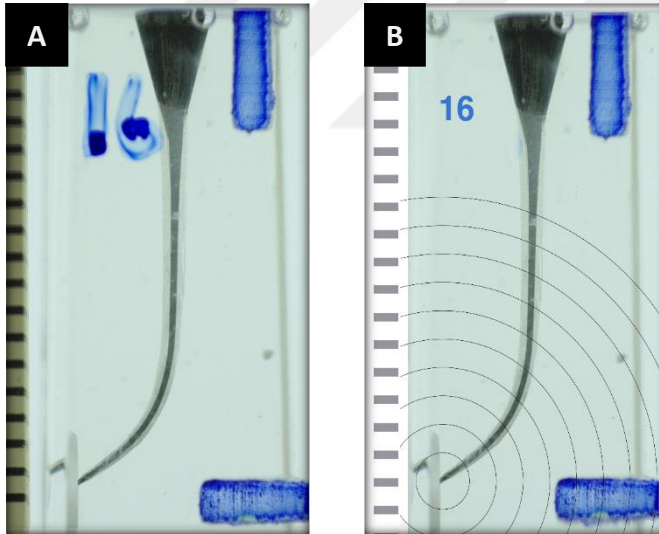


Şekil 3.4. Şekillendirme öncesi ve sonrası alınan dijital görüntüler. A: Şekillendirme öncesi, B: HyFlex™ EDM ile şekillendirme sonrası, C: One Shape® ile şekillendirme sonrası

İşlem öncesi ve işlem sonrası görüntüler, görüntülerin çakıştırılacağı Corel Photo Paint Version 11.0 for Windows (Corel Corporation, Berkshire, UK) isimli

bilgisayar programına aktarıldı. Aynı bloğa ait işlem öncesi ve sonrası dijital görüntüler, blokların dış kenarları ve görüntü alınan her bir yüzeyinde açılan oluklar yardımıyla karşılaştırıldı ve kompozit görüntüler elde edildi.

Elde edilen kompozit görüntüler, kalibrasyon ve ölçümlerin yapılarak şekillendirme yeteneğinin değerlendirileceği Corel Draw Graphics 11.0 (Corel Corporation, Berkshire, UK) isimli bilgisayar programına aktarıldı. Kalibrasyon için bloğun görüntü alınırken yanına uzunlamasına yerleştirilen metrikten ve dikey ve yatay referans oluklarından yararlanıldı. Gerçek boy ve ekran boyu arasındaki oran, programdaki kalibrasyon ayarı bölümüne girilerek ölçülen mesafelerin gerçek mesafeler olması sağlandı. Her bir bloğun meziodistal yön işlem öncesi ve sonrası görüntülerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen kompozit görüntüsüne, yapay kanalın uç noktası merkez olacak şekilde aralarında 1 mm. mesafe bulunan 10 adet rehber çember eklendi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. A: İşlem öncesi ve sonrası karşılaştırılmış görüntüler, B: Kompozit görüntülerin üzerine çizilen rehber çemberler

Toplam 11 seviyede her bir çember çizgisinin orijinal kanal şekliyle kesiştiği nokta ve şekillendirme sonrasındaki kanal şekliyle kesiştiği nokta arasındaki doğrusal mesafe ölçüldü. Ölçümlerin yapılabilmesi için kompozit görüntüler ImageJ (<http://rsbweb.nih.gov/ij>, Maryland, USA) görüntü işleme ve analizi programına aktarıldı. Her bir kanal için kanal duvarlarından kaldırılan madde miktarı, kanalın

apikalinden başlamak üzere koronale doğru birer mm. aralıklarla eğimin iç ve dış kısımlarından toplam 22 adet ölçüm yapıldı. Toplamda 80 kanal için 1760 ölçüm yapıldı. Gerçek mesafe ölçümleri için, programdaki “scale” bölümüne girilerek kalibre edildi.

Çalışmada her iki eğe grubunun şeffaf akrilik bloklardaki eğimli yapay kanallardaki şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesinde aşağıda belirtilen parametreler değerlendirildi:

- Uzaklaştırılan madde miktarı
- Kanal transportasyonu miktarı ve yönü
- Merkezleme Yeteneği
- Alet kırığı

3.2.1 Uzaklaştırılan Madde Miktarı

Çakıştırılmış görüntüler üzerinde, şekillendirme işleminden önceki ve sonraki kanal dış hatları arasındaki mesafe, kök kanalının iç ve dış duvarları için ölçüldü. Apikalden koronale doğru toplam 11 seviyenin her biri için kanalın iç duvarından ve dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarları ($iç_{1-11}$ ve $dış_{1-11}$) şeklinde kaydedildi.

3.2.2 Kanal Transportasyonu Miktarı ve Yönü

Meziyodistal yöndeki kanal transportasyon miktarını hesaplamak için; her bir seviye için kök kanalının iç duvarından uzaklaştırılan madde miktarından, kanalın dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarı çıkartıldı (Kanal transportasyonu = iç – dış). 11 seviyenin her biri için kanal transportasyonu miktarı kaydedildi.

$iç > dış$ ise, meziyodistal yöndeki kanal transportasyonunun “+” olduğu ve eğenin kanalın iç duvarına doğru transportasyon gösterdiği sonucuna varıldı.

$iç < dış$ ise, meziyodistal yöndeki kanal transportasyonunun “-” olduğu ve eğenin kanalın dış duvarına doğru transportasyon gösterdiği sonucuna varıldı.

Bu hesaplama göre 0 (sıfır) dışında çıkan bir sonuç kanal transportasyonu meydana geldiği anlamına gelmektedir ve “0” değerinden uzaklaştıkça kanal transportasyonunun derecesinin arttığı sonucuna varıldı.

3.2.3 Merkezleme Yeteneği

Meziyodistal yöndeki kanal aletinin kök kanalındaki merkezleme yeteneğini hesaplamak için; her bir seviye için kök kanalının i duvarından uzaklaştırılan madde miktarının, kanalın dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarına oranı hesaplandı (Merkezleme Oranı = iç/dış). 11 seviyenin her biri için hesaplamalar kaydedildi.

Bu hesaplamaya göre 1 sonucu mkemmел merkezleşme yeteneği anlamına gelmektedir. Çıkan değerin 1'den uzaklaşıp 0'a yaklaşması, eğenin kanalın merkez aksında konumlanmasının zorlanması ve eğenin merkezleme yeteneğinin kötüleşmesi anlamına gelmektedir ve 1'den uzak değerlerin daha kötü merkezleme yeteneği derecesine sahip olduğu sonucuna varıldı.

3.2.4 Alet Kırığı

şekillendirme işlemi sırasında her kullanımdan sonra aletlerin boyları ölçülerek ve yapay kanallar incelenerek alet kırığı oluşup oluşmadığı kontrol edildi. Kırık oluşması durumunda, akrilik blok değiştirildi ve şekillendirme işlemi yeni bir alet kullanılarak yapıldı. Her grupta kırılan aletler ve kırık alet sayısı kaydedildi.

3.2.5 İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS paket programında yapıldı. Sürekli lml deđerіşkenlerin dağılıımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testiyle incelenirken, varyansların homojenliği Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standart sapma veya tablo ve grafikler şeklinde gösterildi. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar için Student t Testi veya Mann Whitney U Testi uygulandı ve $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3.3 SEM ve AFM ile Görüntüleme ve Yüzey Analizi Deneyi

Paketinden yeni açılmış, daha önce kullanılmamış NiTi aletlerin kullanım öncesi yüzey özellikleri ile şeffaf rezin blokların eğimli kanallarında beş kere kullanılmış NiTi aletlerin şekillendirme sonrasında ve beş kere sterilizasyon/otoklav

döngüsüne sokulmuş NiTi aletlerin sterilizasyon döngüsü sonrasında yüzey topoğrafisinde meydana gelen değişiklikler atomik kuvvet mikroskobuyla (AFM) incelendi. Daha önce kullanılmamış bir adet HyFlex™ EDM ve bir adet One Shape® eğe hiçbir işleme tabi tutulmadan ayrıldı.

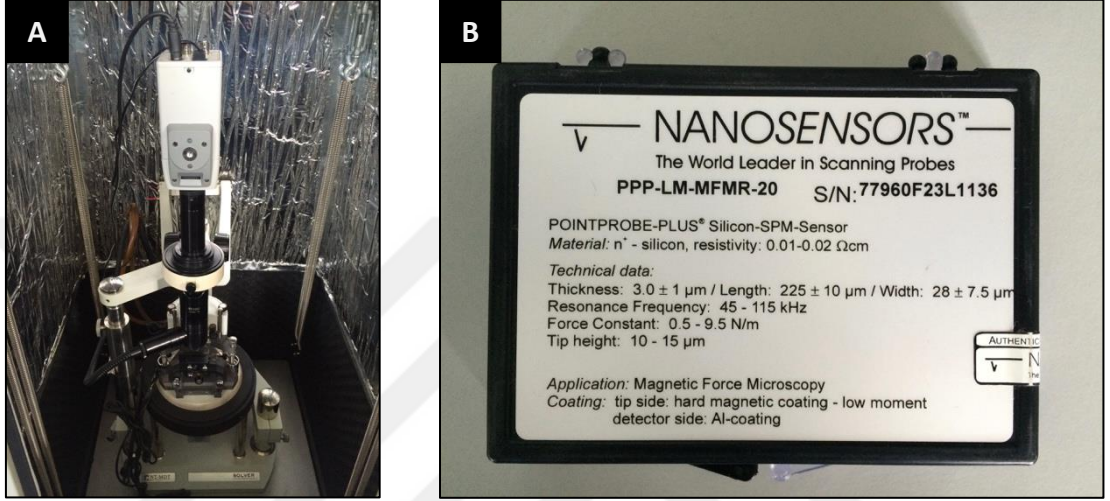
Çalışmanın şekillendirme deneyi ve sterilizasyon bölümü T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Merkezi Endodonti AD.'da, AFM görüntülemesi Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği MMAG (Manyetik Malzeme Araştırma Grubu) Laboratuvarında, SEM görüntülemesi Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü EMB. (Elektron Mikroskobu Birimi)'de gerçekleştirildi.

10 adet 10x10x30 mm. boyutlarında, .02 konisite açılı ve Schneider yöntemine göre 45° eğimli yapay kanallara sahip hazır şeffaf akrilik rezin blok (VDW GmbH, Munich, Germany) eşit sayıda rastgele iki ayrı gruba ayrıldı ve bir adet HyFlex™ EDM ve bir adet One Shape® eğe ile beşer kez şekillendirme yapılmak üzere kullanıldı.

Bir adet HyFlex™ EDM eğe ve bir adet One Shape® eğe 134°C, 4 bar, 15 dk. otoklavda beş kere sterilizasyon döngüsüne sokuldu. Her bir döngü arasında eğerler soğumaları için 15 dk. bekletildi.

Yüzey analizi için hazırlanan eğerler uç kısımlarından 10 mm. mesafeden karbon separe ile kesildi. 10 mm. uzunluğundaki numuneler AFM cihazına (NT-MDT Co, Zelenograd, Moscow, Russia) yerleştirildi ve tarama sırasında hareket etmesini engellemek için küçük bir çift yüzlü bantla yapıştırılarak sabitlendi. Eğerlerin uç 3 mm.lik kısımları boyunca 7 farklı noktadan yüzey analizi yapıldı. Bu 7 farklı noktada da 2 µm x 2 µm büyüklüğündeki alan tarandı. Taramada "kuvvet sabiti 0.5-9.5 N/m ve rezonans frekansı 45-115 kHz olan 77960F23L1136 kodlu kaldıraca (T:3.0±1 µm, L:225±10 µm, W:28±7.5 µm) bağlanmış AFM uçları (uç yüksekliği 10-15 µm) (NanoSensors, Neuchatel, Switzerland)." kullanıldı (Şekil 3.6.). Taramalar dinamik modda tarama yapılarak 3-boyutlu AFM görüntüleri bu modda kaydedildi. 3-boyutlu AFM görüntüleri Nova software yazılımı (NT-MDT Co, Zelenograd, Moscow, Russia) kullanılarak işlendi ve analiz edildi. Taramalar sırasında eğerlerin en uç noktaları

(apikal uçlar) referans noktası kabul edildi. Yazılım kullanılarak taranan nokta ve alanların apikal uca olan mesafeleri belirlendi ve kaydedildi. Paketinden yeni açılmış, 5x şekillendirme işleminde kullanılmış ve 5x sterilizasyon döngüsüne girmiş şekilde seçilen her bir eğe için karekök ortalama (Root Mean Square, RMS) analiz verileri ve ortalama pürüzlülük (Average Roughness, Ra) analiz verileri kaydedildi.



Şekil 3.6. A: NT-MDT AFM cihazı, B: Nanosensors AFM uçları

SEM görüntülemesi için 6 adet HyFlex™ EDM ve One Shape® eğe seçildi. 2 adet yeni eğe, 2 adet beş kere otoklav sterilizasyon döngüsüne sokulmuş eğe ve şeffaf akrilik rezin blokların kanallarında beş kere kullanılmış 2 adet eğe SEM incelemesine tabi tutuldu. Eğeler tarama sırasında hareket etmelerini engellemek için sap kısımlarından karbon yapıştırıcı macun ile metal bir tablaya monte edildi ve vakum altında incelendi. SEM (Zeiss-Evo 40 Scanning Electron Microscope, Germany) değerlendirmeleri 2 gözlemci tarafından Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Elektron Mikroskobu Birimi'nde iki gözlemci tarafından gerçekleştirildi. Eğeler uzun aksları doğrultusunda ve uç kısımlarından olmak üzere iki farklı şekilde görüntülendi.

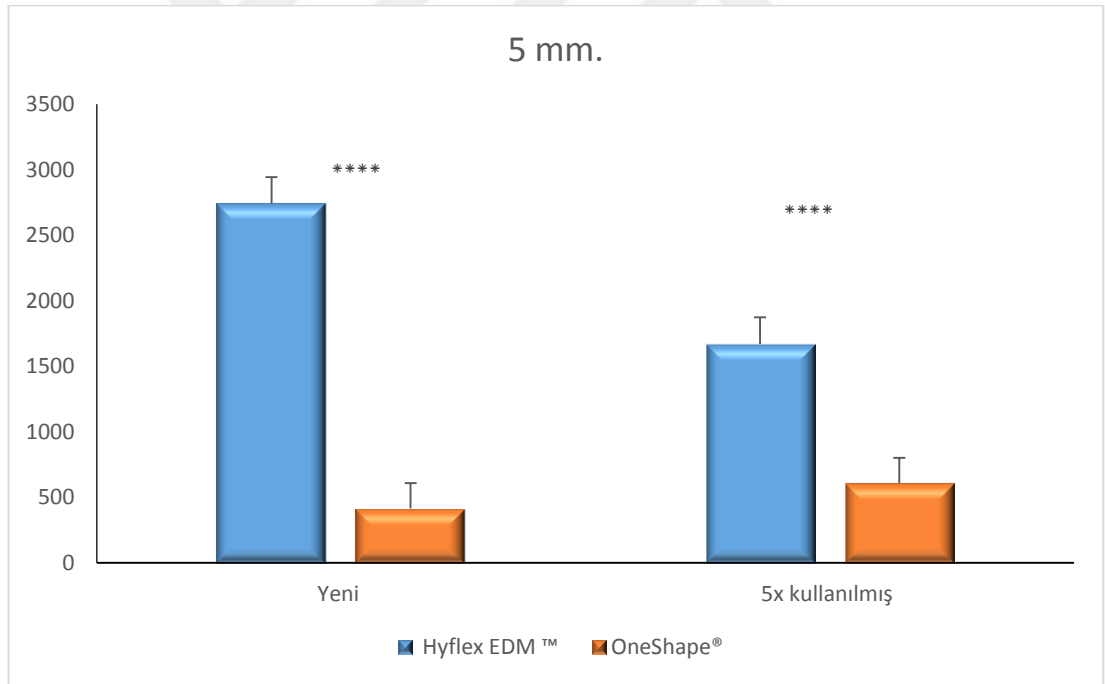
SEM görüntülemesi ile beraber aynı eğelere EDX analizi yapıldı. Analizde Ni ve Ti elementleri dışında alaşımın içerisinde ağırlıkça yer tutan diğer elementler de incelendi.

4 BULGULAR

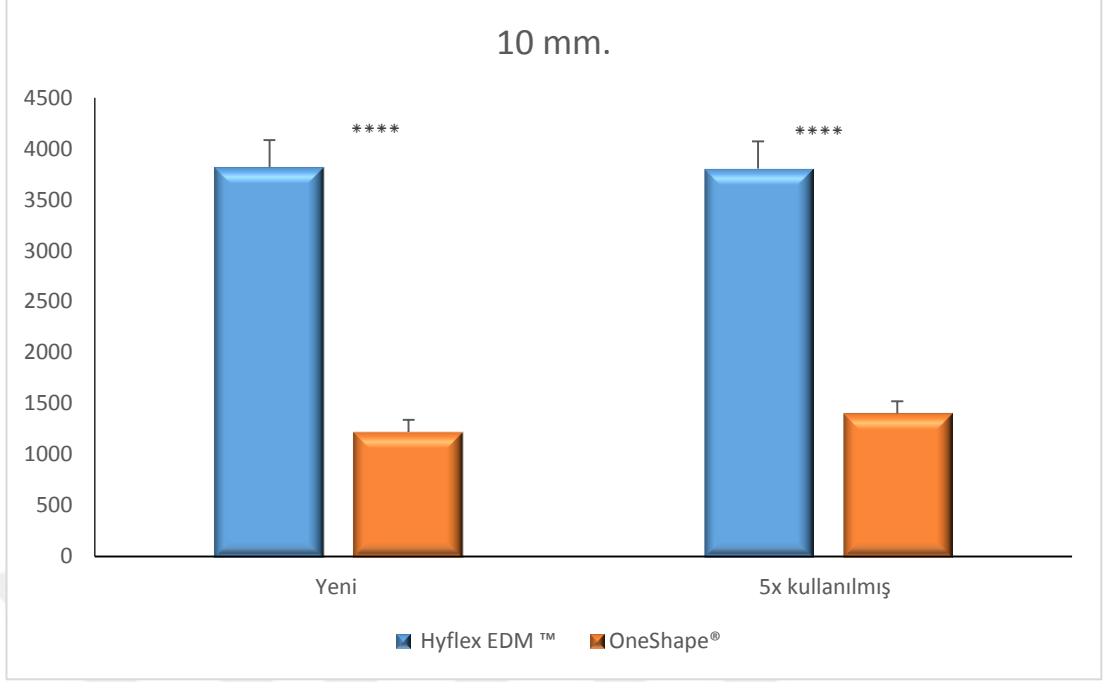
4.1 Döngüsel Kırık Direnci Deneyi Bulguları

Bu çalışmada beşinci nesil döner alet sistemine ait iki farklı eğe sistemi deney düzeneğinde test edilmiştir. Daha önce kullanılmamış yeni eğeler ve şeffaf rezin bloklar ile beş kere şekillendirme yapılarak kullanılmış eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında paslanmaz çelik yapay kanallarda kırılana kadar geçen dönme süreleri ve hız ve süre bilgileri kullanılarak hesaplanan tur sayısı değerleri tablo 4.1, 4.3, 4.5, 4.7, 4.9, 4.11, 4.13, 4.15, 4.17, 4.19, 4.21 ve 4.23’de gösterilmektedir.

4.1.1 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Çapında Farklı Marka Yeni ve 5x Kullanılmış Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları



Şekil 4.1. $\phi 5$ mm. farklı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırık oluşana kadar yapmış oldukları tur sayıları (**** $p \leq 0.0001$).



Şekil 4.2. $\phi 10$ mm . farklı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırık oluşana kadar yapmış oldukları tur sayıları (**** $p \leq 0.0001$)

4.1.1.1 5 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni HyFlex™ EDM ve Yeni One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni HyFlex™ EDM ve yeni One Shape® eğelerin, deney düzeneğinde 5 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.1.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.2.'de görülmektedir. Yeni HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri yeni One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.2).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi ile değerlendirildi.

5 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde yeni HyFlex™ EDM eğeler ile yeni One Shape® eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.1).

Tablo 4.1. $\phi 5$ mm. yeni eğelere ait tur sayısı değerleri.

<i>r= 5 mm</i>	<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	<i>Yeni One Shape®</i>
	Tur Sayısı	Tur Sayısı
1	2891,60	547,93
2	3241,73	524,47
3	2850,73	401,80
4	2762,60	443,00
5	3051,27	349,53
6	2169,00	346,80
7	2706,87	275,60
8	2814,60	399,27
9	2200,40	451,13

Tablo 4.2. $\phi 5$ mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r=5 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	9	2743,20	354,99	2169,00	3241,73
<i>Yeni One Shape®</i>	9	415,50	86,99	275,60	547,93

4.1.1.2 5 mm. Kurvatür Yarıçapında 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM ve 5x Kullanılmış One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

5x kullanılmış HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış One Shape® eğelerin deney düzeneğinde 5 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.3.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.4.'de görölmektedir. 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel

yorgunluk dirençleri 5x kullanılmış One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.4).

Verilerin normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

5 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerler ile 5x kullanılmış One Shape® eğerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.1).

Tablo 4.3. $\phi 5$ mm. 5x kullanılmış eğerlere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	1870,27	686,27
2	1565,27	861,53
3	1619,53	571,40
4	1431,00	346,60
5	1600,60	354,40
6	1411,00	808,00
7	2001,33	797,93
8	1841,53	567,00
9	1701,47	476,40

Tablo 4.4. $\phi 5$ mm. 5x kullanılmış eğerlere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	9	1671,33	200,88	1411,00	2001,33
<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>	9	607,73	193,48	346,60	861,53

4.1.1.3 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni HyFlex™ EDM ve Yeni One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni HyFlex™ EDM ve yeni One Shape® eğelerin, deney düzeneğinde 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.5.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.6.'da görülmektedir. Yeni HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri yeni One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.6).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

10 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde yeni HyFlex™ EDM eğeler ile yeni One Shape® eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.2).

Tablo 4.5. $\phi 10$ mm. yeni eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	<i>Yeni One Shape®</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	3568,27	1348,93
2	3729,13	1163,07
3	3560,07	1451,00
4	3817,33	949,60
5	3596,93	1397,13
6	3956,13	1285,27
7	3997,87	997,00
8	4092,60	972,80
9	4077,00	1429,93

Tablo 4.6. $\phi 10$ mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	9	3821,70	217,79	3560,07	4092,60
<i>Yeni One Shape®</i>	9	1221,64	205,20	949,60	1451,00

4.1.1.4 10 mm. Kurvatür Yarıçapında 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM ve 5x Kullanılmış One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

5x kullanılmış HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış One Shape® eğelerin deney düzeneğinde 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.7.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.8.'de görölmektedir. 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 5x kullanılmış One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.8).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

10 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından eğe grupları incelendiğinde 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler ile 5x kullanılmış One Shape® eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.2).

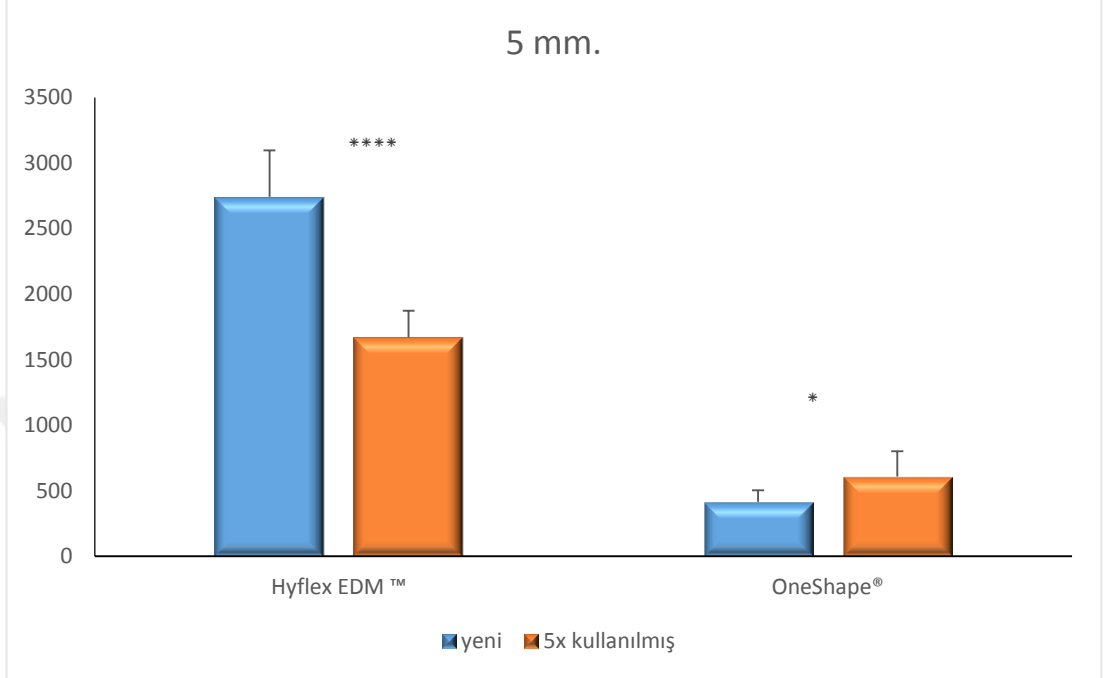
Tablo 4.7. $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	3576,13	1348,13
2	3729,53	1383,33
3	3561,40	1479,13
4	3596,87	1557,67
5	3824,07	1268,60
6	4195,53	1258,80
7	4059,40	1574,13
8	3557,73	1454,60
9	4157,53	1298,27

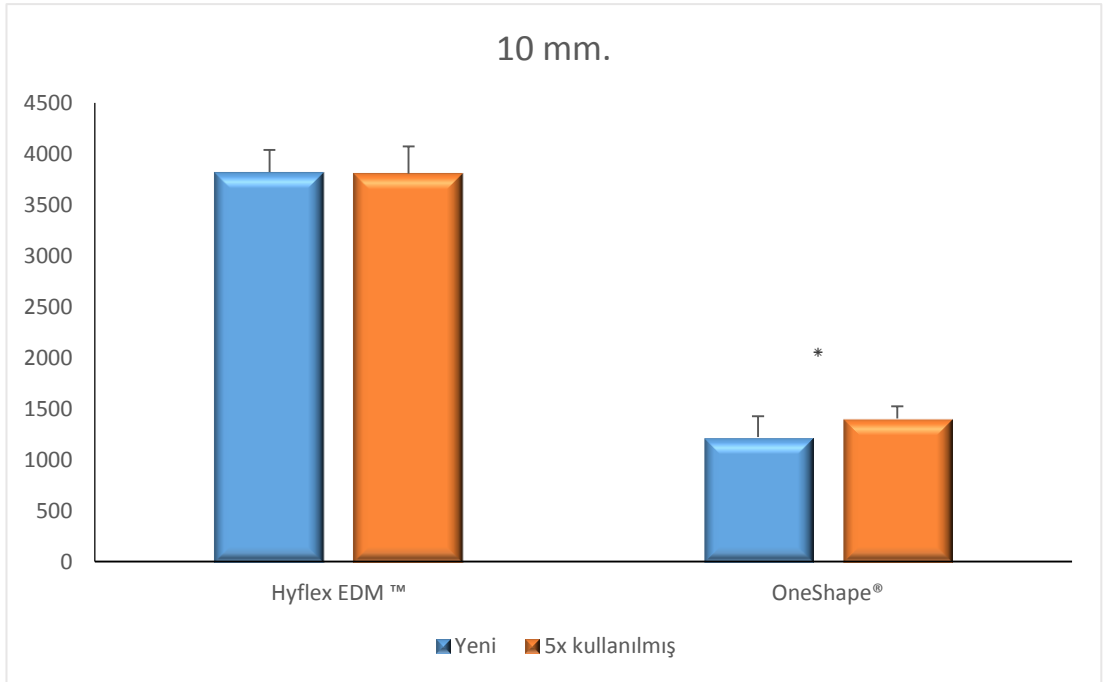
Tablo 4.8. $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	9	3806,47	265,46	3557,73	4195,53
<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>	9	1402,52	119,84	1258,80	1574,13

4.1.2 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Aynı Marka Yeni ve 5x Kullanılmış Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları



Şekil 4.3. $\phi 5$ mm. aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları



Şekil 4.4. $\phi 10$ mm. aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları

4.1.2.1 5 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni HyFlex™ EDM ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin deney düzeneğinde 5 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.9.'da, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.10.'da görülmektedir. Yeni HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.10).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

5 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde yeni HyFlex™ EDM eğeler ile 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.3).

Tablo 4.9. $\phi 5$ mm. yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	2891,60	1870,27
2	3241,73	1565,27
3	2850,73	1619,53
4	2762,60	1431,00
5	3051,27	1600,60
6	2169,00	1411,00
7	2706,87	2001,33
8	2814,60	1841,53
9	2200,40	1701,47

Tablo 4.10. $\phi 5$ mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	9	2743,20	354,99	2169,00	3241,73
<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	9	1671,33	200,88	1411,00	2001,33

4.1.2.2 5 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni One Shape® ve 5x Kullanılmış One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelerin deney düzeneğinde 5 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.11.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.12.'de görülmektedir. 5x kullanılmış One Shape® eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri yeni One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.12.).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

5mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde yeni One Shape® eğeler ile 5x kullanılmış One Shape® eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (Şekil 4.3).

Tablo 4.11. $\phi 5$ mm. yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>Yeni One Shape®</i>	<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	547,93	686,27
2	524,47	861,53
3	401,80	571,40
4	443,00	346,60
5	349,53	354,40
6	346,80	808,00
7	275,60	797,93
8	399,27	567,00
9	451,13	476,40

Tablo 4.12. $\phi 5$ mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 5 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni One Shape®</i>	9	415,50	86,99	275,60	547,93
<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>	9	607,73	193,48	346,60	861,53

4.1.2.3 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni HyFlex™ EDM ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin deney düzeneğinde 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.13.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.14.'de gösterilmiştir. Yeni HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.14). Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, 10 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından ege grupları incelendiğinde yeni HyFlex™ EDM eğeler ile 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı gözükmemektedir ($p>0.05$) (Şekil 4.4.).

Tablo 4.13. $\phi 10$ mm. yeni HyFlex™ EDM ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	3568,27	3576,13
2	3729,13	3729,53
3	3560,07	3561,40
4	3817,33	3596,87
5	3596,93	3824,07
6	3956,13	4195,53
7	3997,87	4059,40
8	4092,60	3557,73
9	4077,00	4157,53

Tablo 4.14. $\phi 10$ mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni HyFlex™ EDM</i>	9	3821,70	217,79	3560,07	4092,60
<i>5x Kullanılmış HyFlex™ EDM</i>	9	3806,47	265,46	3557,73	4195,53

4.1.2.4 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Yeni One Shape® ve 5x Kullanılmış One Shape® Eğelerin Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelerin deney dzenenęinde 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.15'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.16'da gsterilmiştir. 5x kullanılmış One Shape® eğelerin dngüsel yorgunluk dirençleri yeni One Shape® eğelerden daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.16).

Veriler normal dağılım gsterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, 10 mm. kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açasından eğe grupları incelendiğinde yeni One Shape® eğeler ile 5x kullanılmış One Shape® eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$) (şekil 4.4).

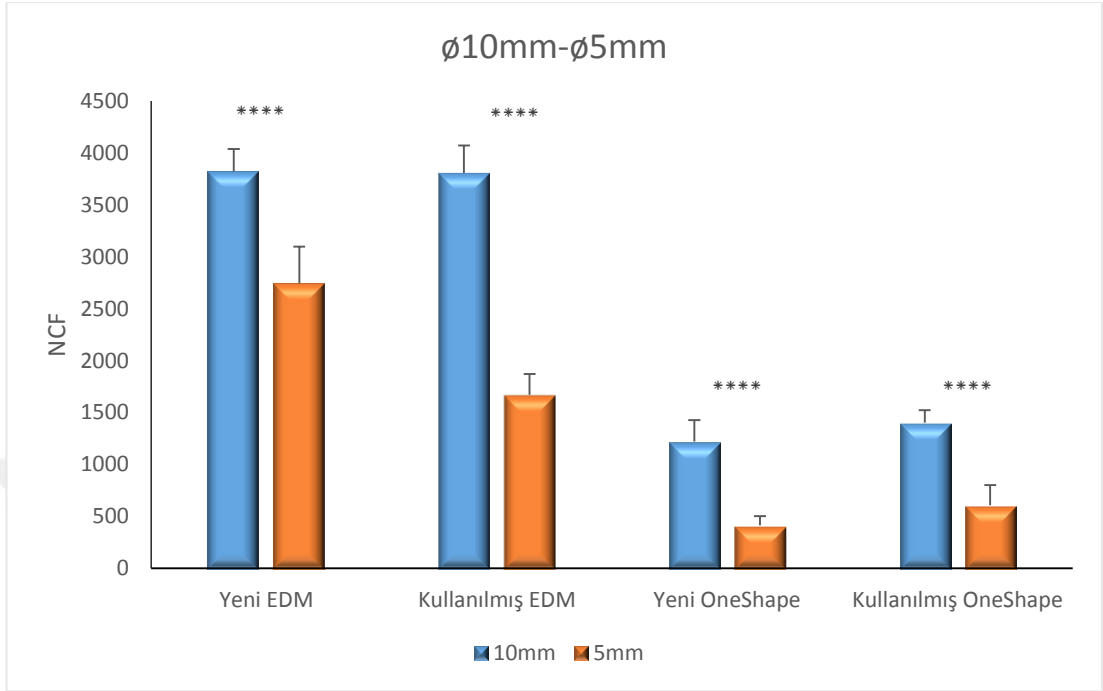
Tablo 4.15. : $\phi 10$ mm. yeni One Shape® ve 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>Yeni One Shape®</i>	<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	1348,93	1348,13
2	1163,07	1383,33
3	1451,00	1479,13
4	949,60	1557,67
5	1397,13	1268,60
6	1285,27	1258,80
7	997,00	1574,13
8	972,80	1454,60
9	1429,93	1298,27

Tablo 4.16. : $\phi 10$ mm. yeni ve 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

<i>r= 10 mm.</i>	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>Yeni One Shape®</i>	9	1221,64	205,20	949,60	1451,00
<i>5x Kullanılmış One Shape®</i>	9	1402,52	119,84	1258,80	1574,13

4.1.3 Kurvatür Yarıçapına Göre Eğelerin Kırılana Kadar Gerçekleşen Tur Sayıları



Şekil 4.5. Aynı marka yeni ve 5x kullanılmış eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kırılana kadar yapmış oldukları tur sayıları ($p < 0.0001$)

4.1.3.1 Yeni HyFlex™ EDM eğelerin 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni HyFlex™ EDM eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.17.'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.18.'de gösterilmiştir. Yeni HyFlex™ EDM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 10 mm. kurvatür yarıçapında, 5 mm. kurvatür yarıçapından daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.18).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, yeni HyFlex™ EDM eğelerin iki farklı kurvatür yarıçapında kırık oluşana kadar gerçekleşen tur sayısı

değerleri incelendiğinde 5 mm. kurvatür yarıçapı ile 10 mm. kurvatür yarıçapı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$). (Şekil 4.5).

Tablo 4.17. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. yeni HyFlex™ EDM eğelere ait tur sayısı değerleri

Yeni HyFlex™ EDM	$r = 5$ mm.	$r = 10$ mm.
	Tur Sayısı	Tur Sayısı
1	2891,60	3568,27
2	3241,73	3729,13
3	2850,73	3560,07
4	2762,60	3817,33
5	3051,27	3596,93
6	2169,00	3956,13
7	2706,87	3997,87
8	2814,60	4092,60
9	2200,40	4077,00

Tablo 4.18. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. yeni eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

Yeni HyFlex™ EDM	n	Ortalama	SD	Min Değ.	Max Değ.
$r = 5$ mm.	9	2743,20	354,99	2169,00	3241,73
$r = 10$ mm.	9	3821,70	217,79	3560,07	4092,60

4.1.3.2 Yeni One Shape® Eğelerin 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

Yeni One Shape® eğelerin, deney düzeneğinde 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.19'da, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.20.'de gösterilmiştir. Yeni One Shape® eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 10 mm. kurvatür yarıçapında 5 mm. kurvatür yarıçapından daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.20.).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, yeni One Shape® eğerlerin iki farklı kurvatür çapında kırık oluşana kadar gerçekleşen tur sayısı değerleri incelendiğinde 5 mm. kurvatür yarıçapı ile 10 mm. kurvatür yarıçapı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.5).

Tablo 4.19. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. yeni One Shape® eğerlere ait tur sayısı değerleri

Yeni One Shape®	$r = 5$ mm.	$r = 10$ mm.
	Tur Sayısı	Tur Sayısı
1	547,93	1348,93
2	524,47	1163,07
3	401,80	1451,00
4	443,00	949,60
5	349,53	1397,13
6	346,80	1285,27
7	275,60	997,00
8	399,27	972,80
9	451,13	1429,93

Tablo 4.20. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. yeni eğerlere ait ortalama tur sayısı değerleri

Yeni One Shape®	n	Ortalama	SD	Min Değ.	Max Değ.
$r = 5$ mm.	9	415,50	86,99	275,60	547,93
$r = 10$ mm.	9	1221,64	205,20	949,60	1451,00

4.1.3.3 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM Eğerlerin 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlerin, deney düzeneğinde 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.21'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.22.'de gösterilmiştir. 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlerin dögüsel yorgunluk dirençleri 10

mm. kurvatür yarıçapında 5 mm. kurvatür yarıçapından daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.22.).

Veriler normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlerin iki farklı kurvatür yarıçapında tur sayısı değerleri açısından eğe grupları incelendiğinde 5 mm. kurvatür yarıçapı ile 10 mm. kurvatür yarıçapı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.5).

Tablo 4.21. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlere ait tur sayısı değerleri

5x Kullanılmış HyFlex™ EDM	<i>r= 5 mm.</i>	<i>r= 10 mm.</i>
	<i>Tur Sayısı</i>	<i>Tur Sayısı</i>
1	1870,27	3576,13
2	1565,27	3729,53
3	1619,53	3561,40
4	1431,00	3596,87
5	1600,60	3824,07
6	1411,00	4195,53
7	2001,33	4059,40
8	1841,53	3557,73
9	1701,47	4157,53

Tablo 4.22. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış eğerlere ait ortalama tur sayısı değerleri

5x Kullanılmış HyFlex™ EDM	<i>n</i>	<i>Ortalama</i>	<i>SD</i>	<i>Min Değ.</i>	<i>Max Değ.</i>
<i>r= 5 mm.</i>	9	1671,33	200,88	1411,00	2001,33
<i>r= 10 mm.</i>	9	3806,47	265,46	3557,73	4195,53

4.1.3.4 5x Kullanılmış One Shape® Eğelerin 5 mm. ve 10 mm. Kurvatür Yarıçapında Kırılıncaya Kadar Gerçekleşen Tur Sayılarının İncelenmesi

5x kullanılmış One Shape® eğelerin, deney düzeneğinde 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapındaki yapay kanallarda kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayısı değerleri Tablo 4.23'de, ortalama ve standart sapmaları ise Tablo 4.24.'de gösterilmiştir. 5x kullanılmış One Shape® eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 10 mm. kurvatür yarıçapında 5 mm. kurvatür yarıçapından daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.24.).

Sonuçlar normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, 5x kullanılmış One Shape® eğelerin iki farklı kurvatür yarıçapında tur sayısı açısından eğe grupları incelendiğinde 5 mm. kurvatür yarıçapı ile 10 mm. kurvatür yarıçapı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p \leq 0.0001$) (Şekil 4.5).

Tablo 4.23. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış One Shape® eğelere ait tur sayısı değerleri

5x Kullanılmış One Shape®	$r = 5$ mm.	$r = 10$ mm.
	Tur Sayısı	Tur Sayısı
1	686,27	1348,13
2	861,53	1383,33
3	571,40	1479,13
4	346,60	1557,67
5	354,40	1268,60
6	808,00	1258,80
7	797,93	1574,13
8	567,00	1454,60
9	476,40	1298,27

Tablo 4.24. $\phi 5$ mm. ve $\phi 10$ mm. 5x kullanılmış eğelere ait ortalama tur sayısı değerleri

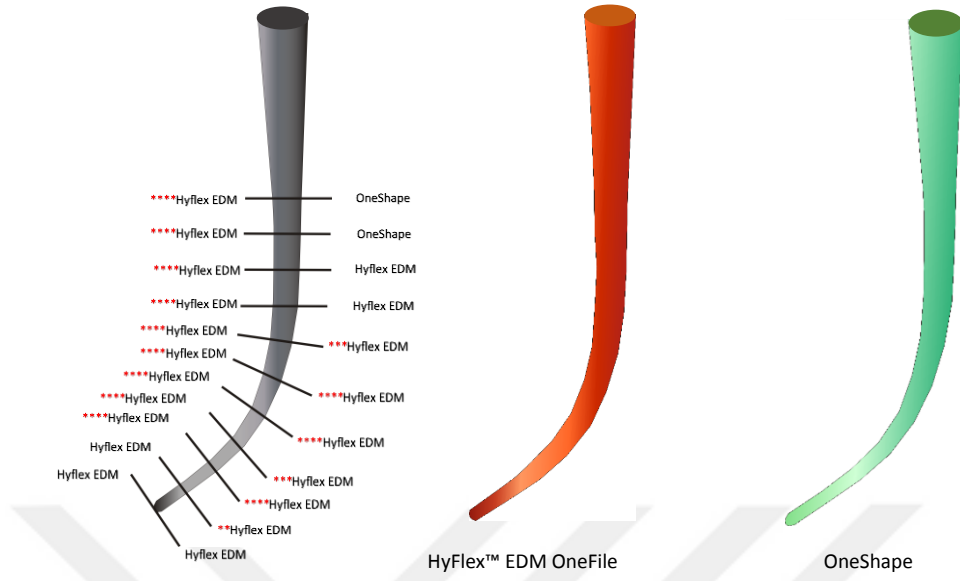
5x Kullanılmış One Shape®	n	Ortalama	SD	Min Değ.	Max Değ.
r= 5 mm.	9	607,73	193,48	346,60	861,53
r= 10 mm.	9	1402,52	119,84	1258,80	1574,13

4.2 Şekillendirme Yeteneği Deneyi Bulguları

4.2.1 Uzaklaştırılan Madde Miktarı Bulguları

Tablo 4.25. : Kök kanalının i ve dış duvarlarından uzaklaştırılan madde miktarı değerleri

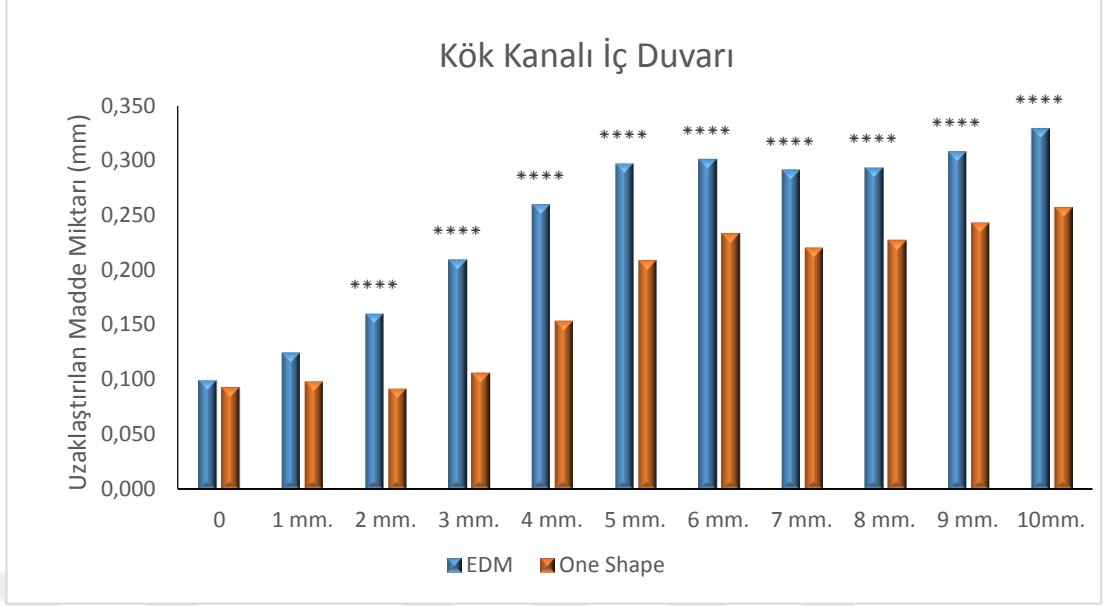
	HyFlex™ EDM		One Shape®		Daha. Fazla Uzaklaştırılan. Madde	
	İç Duvar	Dış Duvar	İç Duvar	Dış Duvar	İç Duvar	Dış Duvar
0	0,100	0,070	0,093	0,058	EDM	EDM
1	0,125	0,116	0,099	0,081	EDM	EDM
2	0,160	0,163	0,092	0,112	EDM	EDM
3	0,210	0,166	0,107	0,127	EDM	EDM
4	0,260	0,172	0,154	0,127	EDM	EDM
5	0,297	0,182	0,209	0,125	EDM	EDM
6	0,301	0,212	0,233	0,169	EDM	EDM
7	0,291	0,265	0,220	0,243	EDM	EDM
8	0,293	0,291	0,227	0,289	EDM	EDM
9	0,308	0,295	0,243	0,304	EDM	OS
10	0,329	0,289	0,257	0,307	EDM	OS



Şekil 4.6. Kök kanalından uzaklaştırılan madde miktarları (** $p \leq 0.01$, *** $p \leq 0.001$, **** $p \leq 0.0001$)

Kök kanalının iç ve dış duvarlarından uzaklaştırılan madde miktarı ve ölçüm yapılan birbirinden eşit uzaklıkta bölünmüş onbir adet ölçüm noktasından hangi noktada hangi eğenin daha fazla miktarda madde uzaklaştırdığı tablo 4.25’de gösterilmiştir.

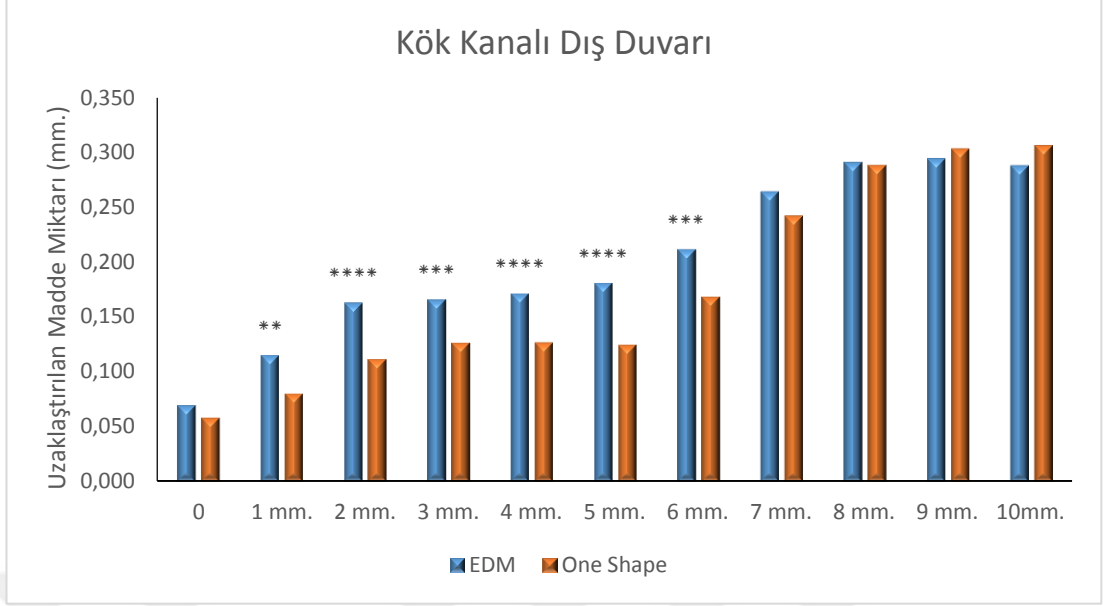
Sonuçlar değerlendirildiğinde kök kanalının iç duvarında HyFlex™ EDM eğeler her noktada One Shape® eğelerden daha fazla miktarda madde uzaklaştırmıştır. İlk iki bölge dışında kalan bütün bölgelerde istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p \leq 0.0001$). Kök kanalının dış duvarında 9. ve 10. noktalar dışında bütün noktalarda HyFlex™ EDM eğeler daha fazla miktarda madde uzaklaştırmıştır. 1-6. bölgeler arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p \leq 0.01$, $p \leq 0.001$, $p \leq 0.0001$) (Şekil 4.6).



Şekil 4.7. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kök kanalı iç duvarından uzaklaştırdıkları madde miktarları (**** $p \leq 0.0001$)

Kök kanalının iç duvarından uzaklaştırılan madde miktarı değerlendirildiğinde her iki gruptaki eğerler kendi içerisinde normal veya normale yakın dağılım göstermemektedir ($p < 0.05$). Sonuçlar normal dağılım göstermediğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Mann Whitney U Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, kanalın iç duvarından uzaklaştırılan madde miktarları bakımından HyFlex™ EDM ve One Shape® eğerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0.0001$) (Şekil 4.6).



Şekil 4.8. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kök kanalı dış duvarından uzaklaştırdıkları madde miktarları (** $p \leq 0.01$, *** $p \leq 0.001$, **** $p \leq 0.0001$).

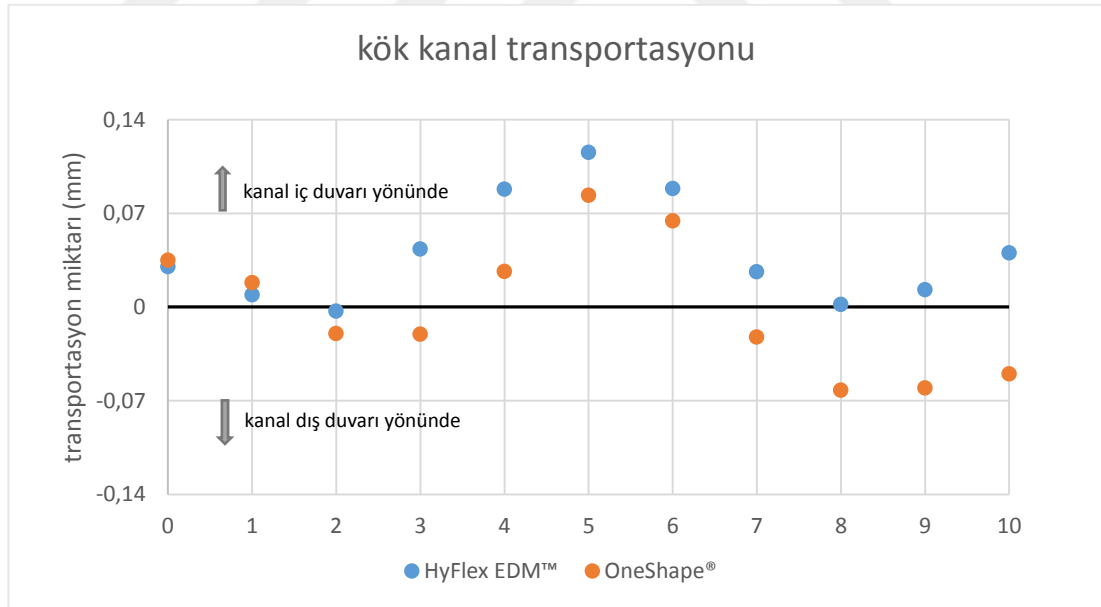
Kanalın dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarı değerlendirildiğinde her iki gruptaki eğeler kendi içerisinde normal veya normale yakın dağılım göstermektedir ($p > 0.05$). Sonuçlar normal dağılım gösterdiğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Student t Testi kullanılarak değerlendirildi.

Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, kanalın dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarları bakımından HyFlex™ EDM ve One Shape® eğeler arasında istatistiksel olarak 1, 2, 3, 4, 5 ve 6. ölçüm noktalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmakta ($p \leq 0.01$, $p \leq 0.001$, $p \leq 0.0001$), HyFlex™ EDM ve One Shape® eğeler arasında istatistiksel olarak 0, 7, 8, 9 ve 10. ölçüm noktalarında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Şekil 4.8).

4.2.2 Kanal Transportasyonu Miktarı ve Yönü Bulguları

Tablo 4.26. Kanal transportasyonu miktarının ve yönünün gruplara göre dağılımı

Kanal Trans. (iç – dış)	HyFlex™ EDM	Kanal Trans. Yönü	One Shape®	Kanal Trans. Yönü	Kanal Trans. Miktarı
0	0,030	iç	0,035	iç	EDM
1	0,009	iç	0,018	iç	EDM
2	-0,003	dış	-0,020	dış	EDM
3	0,043	iç	-0,020	dış	One Shape
4	0,088	iç	0,026	iç	One Shape
5	0,115	iç	0,083	iç	One Shape
6	0,089	iç	0,064	iç	One Shape
7	0,026	iç	-0,022	dış	One Shape
8	0,002	iç	-0,062	dış	EDM
9	0,013	iç	-0,061	dış	EDM
10	0,040	iç	-0,050	dış	EDM



Şekil 4.9. HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin kanal transportasyonu

Kanal transportasyonu miktarı ve ölçüm yapılan birbirinden eşit uzaklıkta bölünmüş onbir adet ölçüm noktasından hangi noktada hangi eğenin daha fazla miktarda kanal transportasyonuna neden olduğu tablo 4.26'da gösterilmiştir.

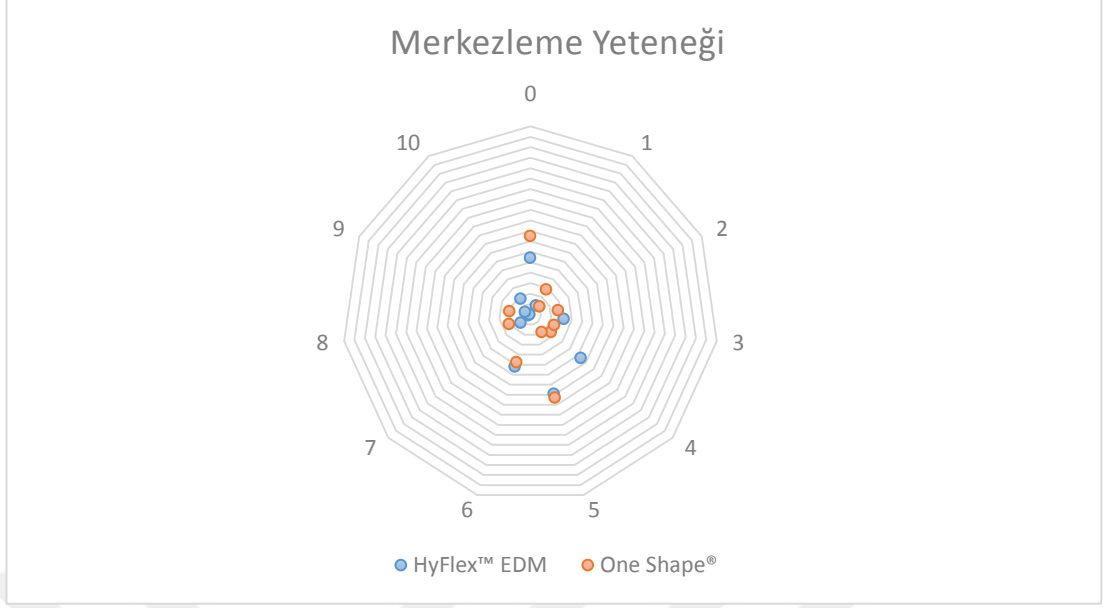
Eğelerin neden olduğu kanal transportasyon miktarı karşılaştırıldığında 0,1,2,8,9 ve 10. ölçüm noktalarında HyFlex™ EDM daha az, 3,4,5,6 ve 7. ölçüm noktalarında One Shape® eğeler daha az kanal transportasyonuna neden olmuştur (Şekil 4.9).

Eğelerin neden olduğu kanal transportasyon yönleri incelendiğinde HyFlex™ EDM eğeler 2. nokta dışında bütün noktalarda kök kanalının iç duvarı yönünde, One Shape® eğeler 0,1,4,5 ve 6. noktalarda kök kanalının iç duvarı yönünde, 2,3,7,8,9 ve 10. noktalarda kök kanalının dış duvarı yönünde transportasyona neden olmuştur (Şekil 4.9).

4.2.3 Merkezleme Yeteneği (Centering Ability) Bulguları

Tablo 4.27. Merkezleme yeteneğinin gruplara göre dağılımı

Merkezleme Yeteneği (iç/dış)	HyFlex™ EDM	One Shape®
0	1,432	1,600
1	1,078	1,226
2	0,981	0,822
3	1,260	0,839
4	1,512	1,208
5	1,636	1,666
6	1,417	1,381
7	1,100	0,907
8	1,006	0,785
9	1,043	0,800
10	1,140	0,837



Şekil 4.10 HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin merkezeleme yetenekleri

Merkezeleme yeteneği miktarı ve ölçüm yapılan birbirinden eşit uzaklıkta bölünmüş onbir adet ölçüm noktasından hangi noktada hangi eğenin daha başarılı merkezeleme yeteneği gösterdiği tablo 4.27’de gösterilmiştir.

Sonuçlar değerlendirildiğinde 2, 8, 9 ve 10. ölçüm noktalarında HyFlex™ EDM eğeler One Shape® eğelerden daha başarılı merkezeleme yeteneği sergilemektedir (Şekil 4.10).

Sonuçlar normal dağılım göstermediğinden dolayı iki bağımsız grup arası karşılaştırmalar Mann Whitney U Testi kullanılarak değerlendirildi.

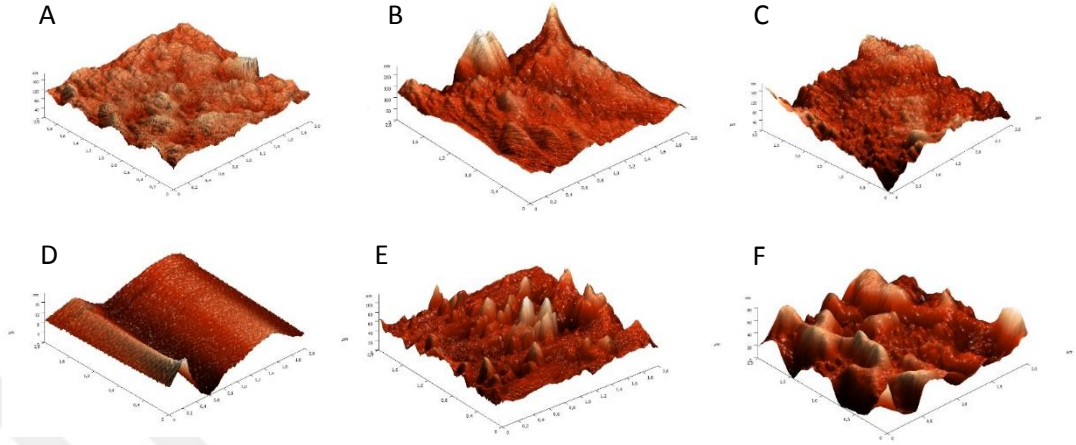
Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında, merkezeleme yeteneği miktarları bakımından HyFlex™ EDM ile One Shape® eğeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p>0.05$, $p\leq 0.01$).

4.2.4 Alet Kırığı

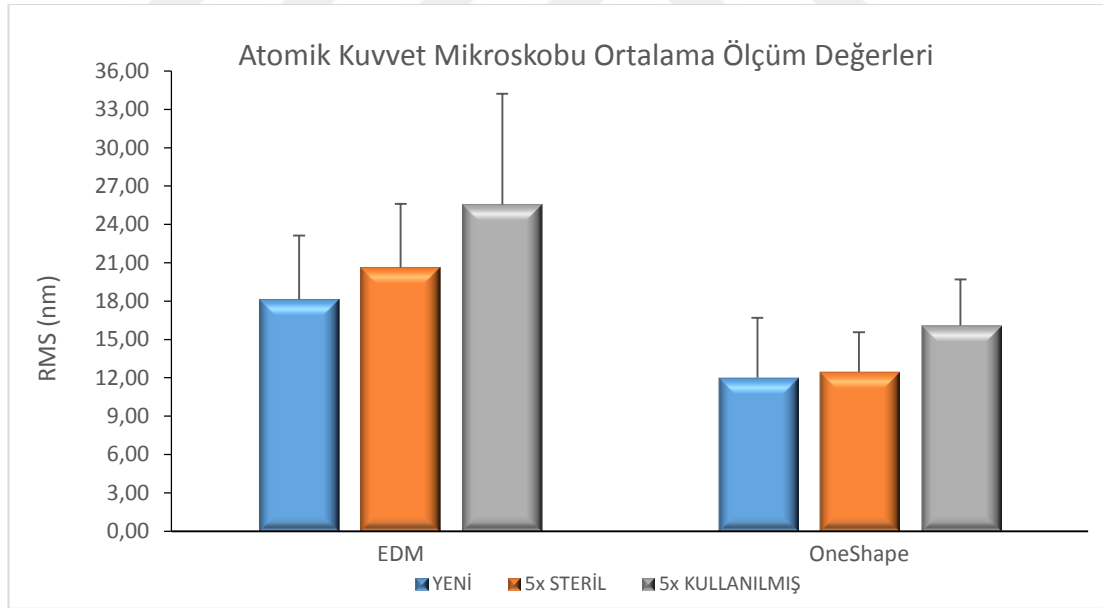
Yapay kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında hiçbir grupta alet kırığı meydana gelmemiştir.

4.3 AFM Deneyi ve SEM Görüntüleme Deneyi Bulguları

4.3.1 AFM Deneyi Bulguları



Şekil 4.11. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, B: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, C: 5x steril HyFlex™ EDM eğelerin yüzey topoğrafisi, D: Yeni One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi, E: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi, F: 5x steril One Shape® eğelerin yüzey topoğrafisi



Şekil 4.12. Atomik kuvvet mikroskobu ölçüm değerleri

Tablo 4.28. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen RMS ve Ra değerleri (nm)

	Yeni EDM		5x Steril EDM		5x Kullanılmış EDM	
	RMS / nm	Ra / nm	RMS / nm	Ra / nm	RMS / nm	Ra / nm
1	18,7561	13,6604	22,6249	16,6668	23,6778	15,3261
2	28,0866	19,0369	24,7421	18,4147	23,0319	18,053
3	18,6003	13,701	21,0303	16,095	22,3126	15,7053
4	13,379	9,8834	16,4452	12,3989	17,2177	12,859
5	13,3319	10,195	21,5076	16,0708	17,3633	14,1775
6	18,6786	11,8038	26,221	15,6323	36,4299	28,7787
7	16,1317	12,168	11,8032	9,1834	38,8357	31,6814

Tablo 4.29. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri (nm)

	n	Yeni EDM		5x Steril EDM		5x Kullanılmış EDM	
		RMS/ nm	Ra/nm	RMS/ nm	Ra/nm	RMS/nm	Ra/nm
Ortalama	7	18,138	12,921	20,625	14,923	25,553	19,512
Standart Sapma	7	4,994	3,083	4,975	3,102	8,676	7,537

Bu çalışmada incelenen HyFlex™ EDM eğelerin uç 3 mm'lik kısmı üzerinde taranan toplam 7 alanda yeni, 5x sterilizasyon döngüsüne tabi tutulmuş ve 5x şeffaf rezin blokların eğimli kanallarında şekillendirmede kullanılmış eğelerin işlem sonrasında elde edilen RMS ve Ra analiz verileri Tablo 4.28'de verilmiştir.

Yeni, 5x steril olmuş ve 5x şekillendirmede kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin taranan nokta ve alanlarında elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri Tablo 4.29'da verilmiştir.

RMS ve Ra değerlerindeki değişimler incelenen alanlarda yüzey bozukluğunu gösterdiğinden HyFlex™ EDM eğeler üzerinde incelenen tüm alanlarda yüzey bozukluğu meydana gelmiştir (Şekil 4.11).

Ortalama RMS ve Ra değerlerindeki değişim miktarları incelenen alanlarda yüzey bozukluğu miktarını göstermektedir. İncelenen tüm alanlar göz önünde bulundurulduğunda; RMS değerlerinde en fazla değişimin 5x kullanılmış eğeler ile yeni eğeler arasında (7,415 nm.), en az değişimin 5x steril eğeler ile yeni eğeler

arasında (2,487 nm.) meydana geldiği görülmektedir. Ra değerlerinde en fazla değişimin 5x kullanılmış eğeler ile yeni eğeler arasında (6,591 nm.), en az değişimin 5x steril eğeler ile yeni eğeler arasında (2,002 nm.) meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.12).

RMS değerleri incelendiğinde yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler kendi içerisinde normal dağılım göstermektedir ($p>0.05$). Ra değerleri incelendiğinde yeni, 5x steril eğeler kendi içerisinde normal dağılım gösterirken ($p>0.05$), 5x kullanılmış eğeler normal dağılım göstermemektedir ($p<0.05$).

RMS değerleri normal veya normale yakın dağılım gösterdiğinden dolayı üç bağımsız grup arası karşılaştırmalar ANOVA testi kullanılarak değerlendirildi. Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında; yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış eğeler arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ra değerleri normal dağılım göstermediğinden dolayı üç bağımsız grup arası karşılaştırmalar Kruskal Wallis testi kullanılarak değerlendirildi. Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında; yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış eğeler arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.3.1.1 One Shape® Eğelerin RMS ve Ra Bulguları

Tablo 4.30. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış One Shape® eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen RMS ve Ra değerleri (nm)

	Yeni One Shape®		5x Steril One Shape®		5x Kullanılmış One Shape®	
	RMS / nm	Ra / nm	RMS / nm	Ra / nm	RMS / nm	Ra / nm
1	8,5541	6,61509	10,5881	7,1697	19,1096	12,3981
2	7,2352	5,5298	10,7257	6,8095	11,8139	8,1614
3	7,158	5,8861	7,0315	4,1795	21,0772	15,524
4	13,9318	11,4248	14,6231	10,6369	11,5664	7,878
5	17,2598	14,8978	15,7713	11,9269	16,2964	10,2934
6	18,4737	13,3979	13,8872	11,1537	18,016	10,977
7	11,431	8,709	14,582	11,3133	14,8382	10,5987

Tablo 4.31. Yeni, 5x Steril ve 5x Kullanılmış One Shape® eğeler üzerinde taranan noktalar ve alanlarda elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri (nm)

Yeni One Shape®	5x Steril One	5x Kullanılmış One
-----------------	---------------	--------------------

	<i>n</i>	Shape®		Shape®		Shape®	
		<i>RMS/nm</i>	<i>Ra/nm</i>	<i>RMS/nm</i>	<i>Ra/nm</i>	<i>RMS/nm</i>	<i>Ra/nm</i>
<i>Ortalama</i>	7	12,006	12,458	20,625	9,027	16,103	10,833
<i>SD</i>	7	4,684	3,114	4,975	2,961	3,607	2,604

Bu çalışmada incelenen One Shape® eğerlerin uç 3 mm'lik kısmı üzerinde taranan toplam 7 alanda; yeni, 5x sterilizasyon döngüsüne tabi tutulmuş ve 5x şekillendirmede kullanılmış eğerleri işlem sonrasında elde edilen RMS ve Ra analiz verileri Tablo 4.30'da verilmiştir.

Yeni, 5x steril olmuş ve 5x şekillendirmede kullanılmış One Shape® eğerlerin taranan nokta ve alanlarında elde edilen ortalama RMS ve Ra değerleri Tablo 4.31'de verilmiştir.

RMS ve Ra değerlerindeki değişimler incelenen alanlarda yüzey bozukluğunu gösterdiğinden One Shape® eğerler üzerinde incelenen tüm alanlarda yüzey bozukluğu meydana gelmiştir (Şekil 4.11).

Ortalama RMS ve Ra değerlerindeki değişim miktarları incelenen alanlarda yüzey bozukluğu miktarını göstermektedir. İncelenen tüm alanlar göz önünde bulundurulduğunda; RMS değerlerinde en fazla değişimin 5x steril eğerler ile yeni eğerler arasında (8,619 nm.), en az değişimin 5x kullanılmış eğerler ile yeni eğerler arasında (4,097 nm.) meydana geldiği görülmektedir. Ra değerlerinde en fazla değişimin yeni ve 5x steril eğerler arasında (3,431 nm.), en az değişimin 5x steril ve 5x kullanılmış eğerler arasında (1,806 nm.) meydana geldiği görülmektedir (Şekil 4.12).

RMS değerleri incelendiğinde yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış One Shape® eğerler kendi içerisinde normal dağılım göstermektedir ($p>0.05$). Ra değerleri incelendiğinde yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış eğerler kendi içerisinde normal dağılım göstermektedir ($p>0.05$).

RMS değerleri normal veya normale yakın dağılım gösterdiğinden dolayı üç bağımsız grup arası karşılaştırmalar ANOVA testi kullanılarak değerlendirildi. Bu

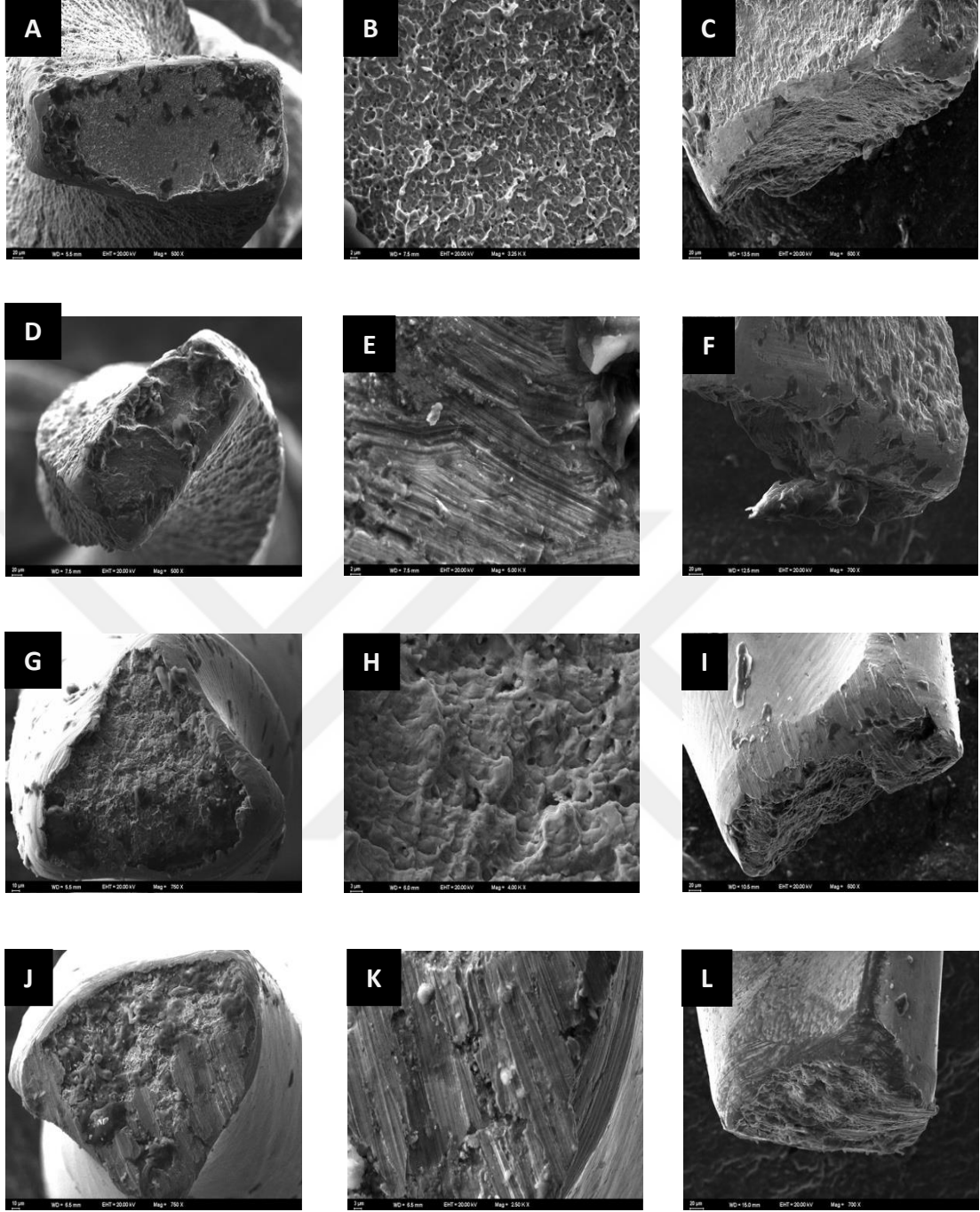
gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında; yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış eğeler arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ra değerleri normal dağılım gösterdiğinden dolayı üç bağımsız grup arası karşılaştırmalar ANOVA testi kullanılarak değerlendirildi. Bu gruptaki karşılaştırmalar göz önüne alındığında; yeni, 5x steril ve 5x kullanılmış eğeler arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

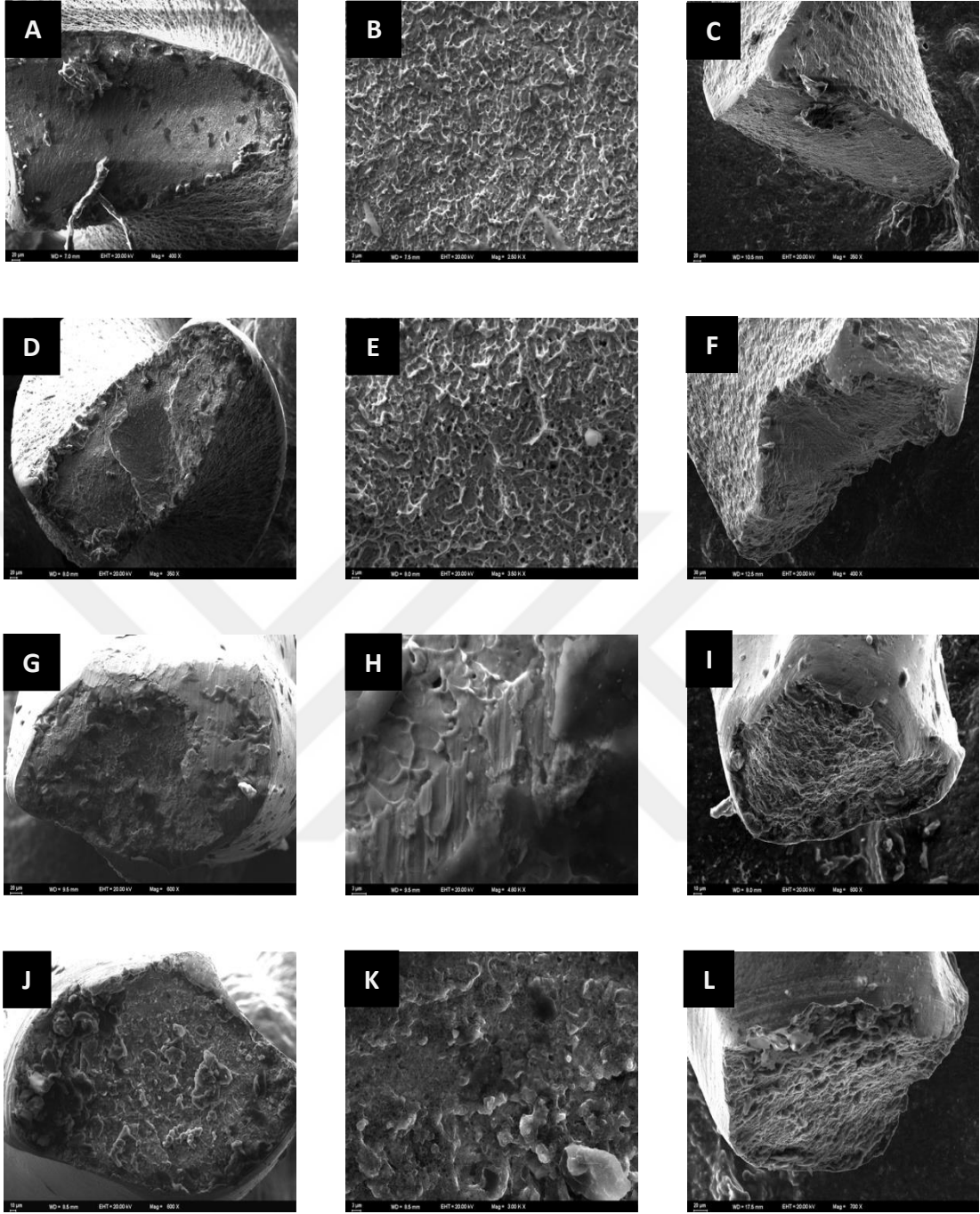
4.3.2 SEM Görüntülemesi ve EDX Analizi Bulguları

4.3.2.1 SEM Görüntülemesi Bulguları

SEM’de görüntülenen kırık yüzeyleri incelendiğinde her iki ege grubunun da oluşan döngüsel yorgunluk sebebiyle kırıldığı gözlenmektedir. SEM’den alınan görüntülerin değerlendirilmesinde her iki ege grubunda da hem 5 mm. kurvatür yarıçapında hem de 10 mm. kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluk sonucunda oluşan sünek tipi kırığın karakteristik görüntüsü olan tüm metal yüzeyini kaplayan mikroçukurlar gözlemlendi (Şekil 4.13, 4.14). Ayrıca kırıkların başlangıç noktasının eğerlerin kesici yüzeyleri olduğu ve merkeze doğru ilerlediği gözlemlendi.



Şekil 4.13. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, B: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, C: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, D: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, E: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, G: Yeni One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, H: Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, I: Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, J: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, K: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü, L: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 5$ mm. SEM görüntüsü



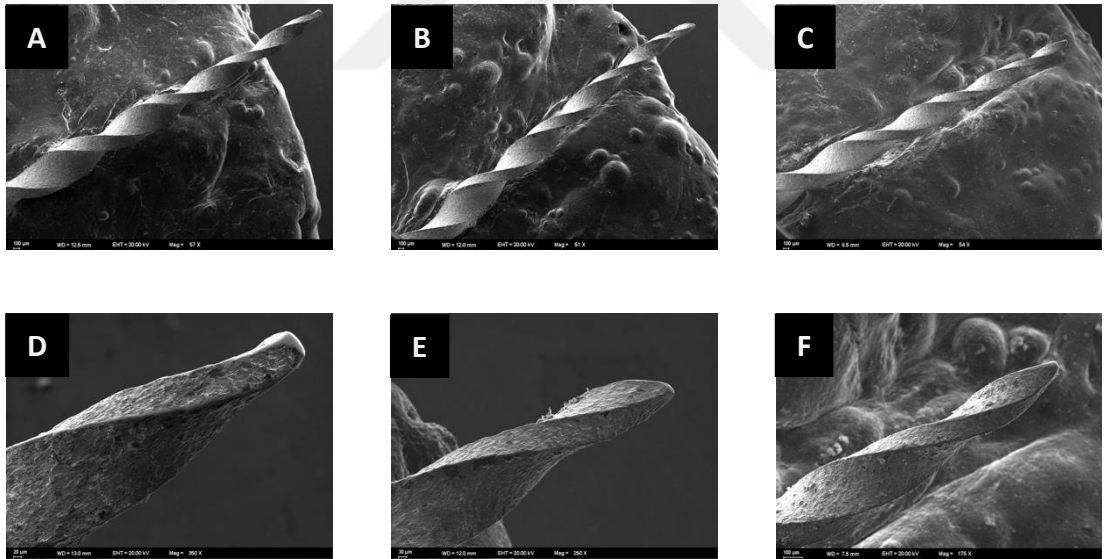
Şekil 4.14. A: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, B: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, C: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, D: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, E: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, G: Yeni One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, H: Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, I: Yeni One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, J: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin yatay kesitlerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, K: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü, L: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin kırık yüzeylerinin lateral $\phi 10$ mm. SEM görüntüsü

SEM görüntüleri incelendiğinde eğerlerin geometrik özelliklerindeki farklılıklar gözlemlendi. HyFlex™ EDM eğerler; uç kısmında dikdörtgen, orta kısmında yamuk ve sap koronal kısmında üçgene yakın bir yatay kesit özelliği gösterir. One Shape® eğerler; uç kısmında üç kesici yüzeye sahip üçgen, orta kısmında üçgene yakın ve koronal kısmında iki kesici yüzeye sahip yatay kesit özelliği gösterir.

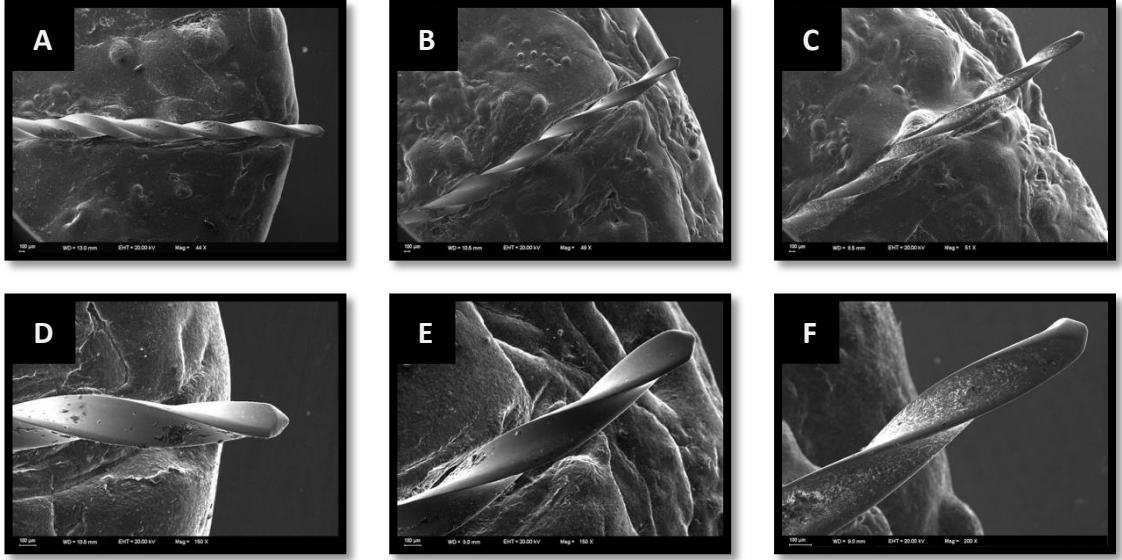
HyFlex™ EDM eğerler elektrik boşaltımıyla işleme ile üretilirler ve karakteristik krater benzeri yüzey özelliği gösterirler. One Shape® eğerler geleneksel üretim teknikleri ile üretilirler ve EDM eğerlere göre daha pürüzsüz ve düzgün bir yüzey özelliği gösterirler.

Her iki eğe de kesici olmayan uç tasarımında üretilirler. Bu yüzey özelliği her iki eğe için de SEM görüntülerinde gözlemlendi.

Yeni, 5x sterilizasyon döngüsüne girmiş ve 5x yapay kanallarda kullanılmış eğerler incelendiğinde hiçbir egede kırık meydana gelmedi. Eğerler SEM ile incelendiğinde herhangi bir çatlak yada yüzey bozukluğuna rastlanmadı.

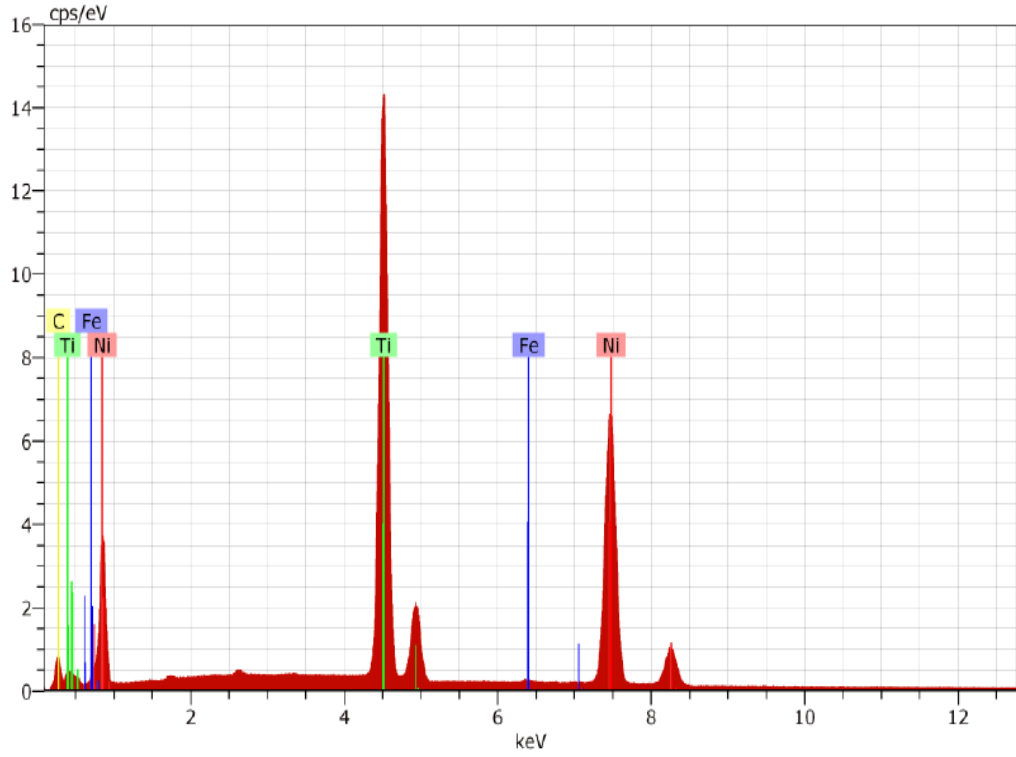


Şekil 4.15. A:Yeni HyFlex™ EDM eğerlerin lateral SEM görüntüsü, B: 5x steril HyFlex™ EDM eğerlerin lateral SEM görüntüsü, C: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlerin lateral SEM görüntüsü, D: Yeni HyFlex™ EDM eğerlerin uç tasarımının SEM görüntüsü, E: 5x steril HyFlex™ EDM eğerlerin uç tasarımının SEM görüntüsü, F: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğerlerinin uç tasarımının SEM görüntüsü



Şekil 4.16. A: Yeni One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, B: 5x steril One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, C: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin lateral SEM görüntüsü, D: Yeni One Shape® eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, E: 5x steril One Shape® eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü, F: : 5x kullanılmış eğelerin uç tasarımının SEM görüntüsü

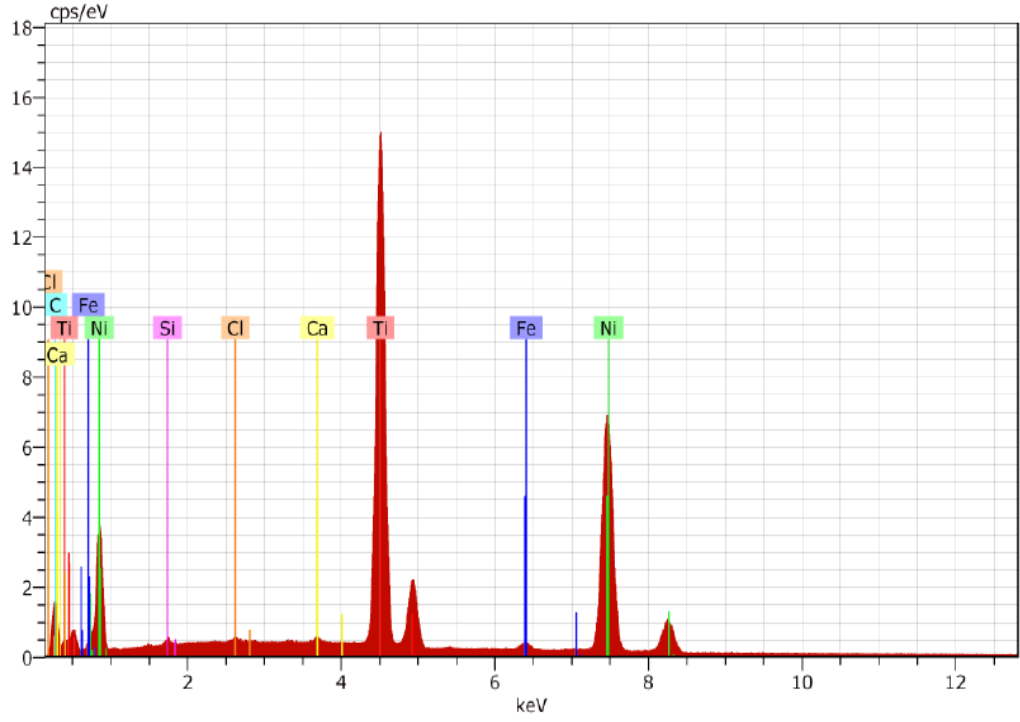
4.3.2.2 EDX Analizi Bulguları



Spectrum: Acquisition

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error [%]
Ni	28	K-series	47.78	50.26	42.69	1.3
Ti	22	K-series	45.10	47.44	49.40	1.3
C	6	K-series	1.71	1.80	7.47	0.2
Fe	26	K-series	0.47	0.49	0.44	0.0
Total:			95.06	100.00	100.00	

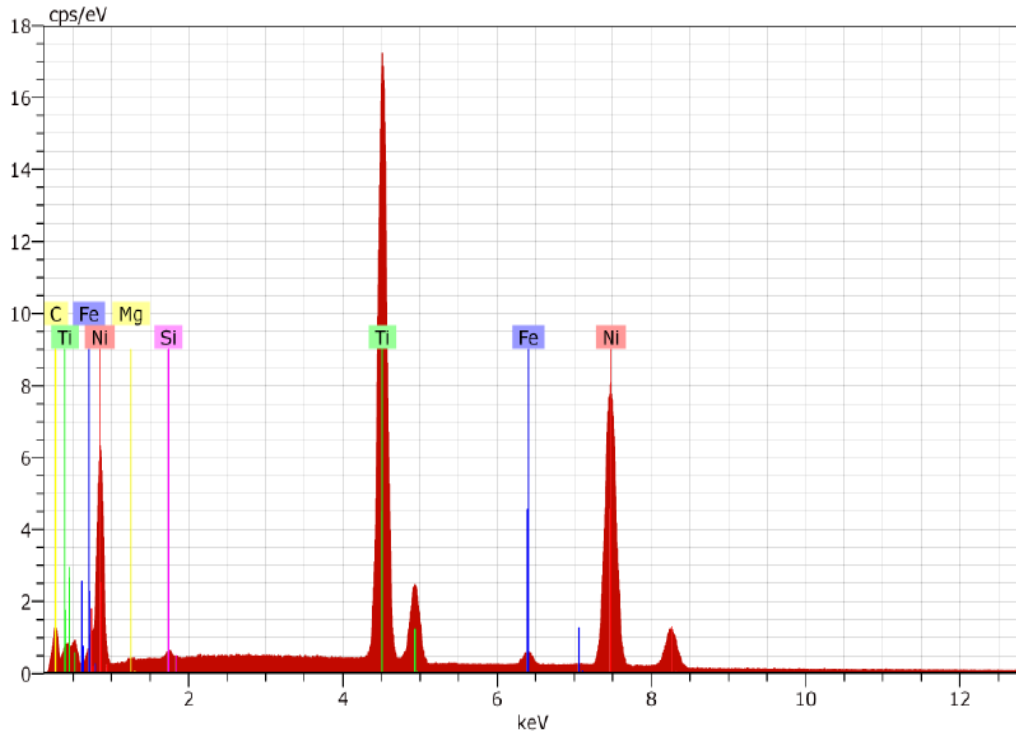
Şekil 4.17: Yeni HyFlex™ EDM eğelerin EDX spektrumu



Spectrum: Acquisition

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error [%]
Ni	28	K-series	51.34	52.02	42.52	1.4
Ti	22	K-series	42.44	43.01	43.09	1.2
C	6	K-series	3.05	3.09	12.34	0.6
Fe	26	K-series	1.07	1.09	0.94	0.1
Ca	20	K-series	0.29	0.29	0.35	0.0
Si	14	K-series	0.27	0.27	0.46	0.0
Cl	17	K-series	0.22	0.23	0.31	0.0
Total:			98.69	100.00	100.00	

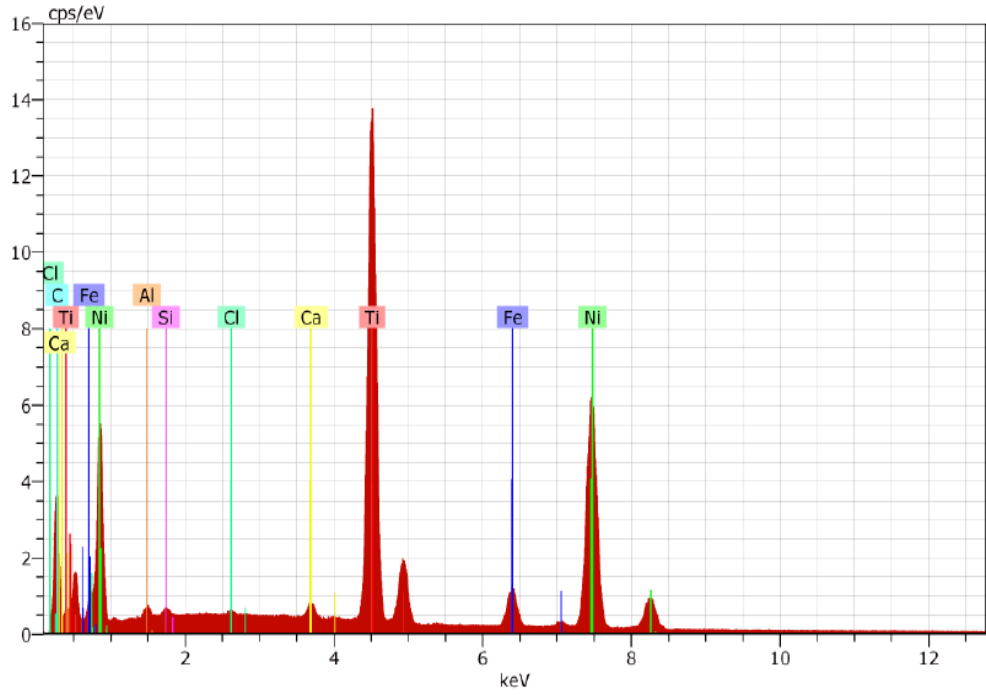
Şekil 4.18: 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin EDX spektrumu



Spectrum: Acquisition

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error [%]
Ni	28	K-series	50.87	50.09	41.78	1.4
Ti	22	K-series	45.64	44.95	45.96	1.3
C	6	K-series	2.13	2.09	8.53	0.3
Fe	26	K-series	1.74	1.72	1.51	0.1
Mg	12	K-series	0.77	0.76	1.52	0.1
Si	14	K-series	0.41	0.40	0.70	0.0
Total:			101.55	100.00	100.00	

Şekil 4.19: Yeni One Shape® eğelerin EDX spektrumu



Spectrum: Acquisition

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error [%]
Ni	28	K-series	45.08	46.29	33.35	1.2
Ti	22	K-series	38.23	39.26	34.67	1.1
C	6	K-series	7.00	7.18	25.29	1.1
Fe	26	K-series	5.08	5.22	3.95	0.2
Al	13	K-series	0.75	0.77	1.21	0.1
Ca	20	K-series	0.72	0.74	0.78	0.0
Si	14	K-series	0.35	0.36	0.54	0.0
Cl	17	K-series	0.17	0.17	0.21	0.0
Total:			97.38	100.00	100.00	

Şekil 4.20: 5x kullanılmış One Shape® eğelerin EDX spektrumu

Yeni ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin EDX analizi ile elemental mikroyapısı incelendi ve yeni ve kullanılmış eğeler arasında Ni ve Ti elementlerinin ağırlık yüzdeleri arasında herhangi bir değişim gözlenmedi. C elementinin ise 5x kullanılmış eğelerde yeni eğelerden ağırlıkça daha yüksek çıktığı gözlemlendi.

5 TARTIŞMA

İdeal bir kök kanal tedavisinin başarısı; en dar yeri fizyolojik foramen ve en geniş yeri koronal bölgede kanal girişi olan konik formda bir kanal şekillendirmesi yapmak, organik ve inorganik doku ve artıklarının temizlenebilmesi için yeterli irrigasyonu yapmak ve yeni bir mikroorganizma kolonizasyonuna izin vermeyecek, sızıntı oluşmasını engelleyecek hermetik bir kanal dolgusunun gerçekleştirilmesi gibi faktörlere bağlı olsa da, bunlar arasında en önemli basamak kanal preparasyonudur. Çünkü bu basamağın başarısı diğer tüm prosedürlerin etkinliğini belirler (176). Bu amaçla geçmişten günümüze pek çok farklı alışımda ve çalışma kinematığında sistemler geliştirilmiştir. Özellikle eğri ve dar kök kanallarında geleneksel paslanmaz çelik eğeler ile şekillendirme yaparken özellikle eğe büyüklüğü arttıkça iyatrojenik nedenlerle zip, dirsek, basamak, strip perforasyon gibi istenmeyen işlemsel hatalar ile karşılaşabilmektedir(27, 28). Günümüzde NiTi eğelerin endodonti uygulamalarında kullanılması, kök kanal sistemi şekillendirmesini kolaylaştırmıştır. NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelerden 2-3 kat daha esnek ve kırılmaya karşı daha dirençlidirler(220). Son dekattan bu yana çeşitli yeni NiTi eğe sistemleri kök kanal preparasyonunun kalitesini geliştirmek amacıyla üretilmiştir (27).

Ancak NiTi dönen eğe sistemlerinin en büyük problemi kanal içerisinde kullanılırken potansiyel kırılma riskleridir (221). Alet kırığı kök kanal tedavisinin başarısını riske eden ciddi bir problemdir (222). Kanal içerisinde eğe kırılması en tecrübeli endodontistler için bile kaçınılmazdır (220). Tedavi esnasında oluşan döngüsel deformasyonlar eğenin mekanik özelliklerinde bir takım değişikliklere neden olur. Eğim bölgesinde tekrarlayan şekilde oluşan sıkışma ve gerilme stresleri sonucunda metal yorgunluğu meydana gelir ve bu durum eğenin kırılması ile sonuçlanır (223).

Bu tez çalışmasında da endodonti klinik uygulamalarında sıklıkla karşılaşılan ve eğe ömrünü kısaltan NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğu araştırıldı. Eğeler daha önce hiç kullanılmamış ve şeffaf akrilik blokların kanallarında beş kere şekillendirmede kullanılmış olarak 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapı ve 60° sabit

kurvatür açısında paslanmaz çelik deney düzeneğinde incelendi. Çalışma sonucunda kırılma gerçekleşene kadar geçen dönme süresi ve tur sayısı hesaplandı ve kırılan eğelerden alınan SEM görüntülerindeki deformasyon belirtileri incelendi.

Motorla kullanılan NiTi eğelerin, klinik olarak kullanıldıktan sonra döngüsel yorgunluklarının araştırılması önemli bir konudur. Klinik kullanım sırasında NiTi dönen eğelerin beklenmedik kırıkları klinisyenler arasında önemli bir endişe konusu olarak süregelmiştir (224). Klinik kullanım sayısının kırık oluşana kadar gerçekleşen tur sayısını azalttığı yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur (155).

NiTi eğelerin klinik olarak kullanımlarının araştırılmasında genellikle çekilmiş doğal dişler (225) veya şeffaf rezin bloklar (226) kullanılmıştır.

Doğal dişler ile çalışılırken standardizasyonu sağlamak oldukça güçtür çünkü üç boyutlu olarak kök kanal morfolojisi çeşitlilik göstermektedir. Kök kanal uzunluğu ve genişliği, düzensiz kalsifikasyonlar, farklı kök kanal eğim açısı ve yarıçapı gibi çeşitlilikler diğer faktörlerdir (2).

Fabrikasyon şeffaf rezin bloklar standart kök kanal eğim açısı ve yarıçapı ile iyi bir deneysel model oluşturmaktadır (227). Yalnız unutulmaması gereken konu doğal diş ile şeffaf rezinin farklı sertlik değerleridir. Şeffaf rezinin Knoop sertlik değeri 18-22 kg/mm² iken, insan kök dentininin Knoop sertlik değeri yaklaşık 45 kg/mm² 'dir (228). Bu nedenle rezin yüzeyinin şekillendirilmesinde dentinden daha az kuvvet gerekmektedir (227). Uygulanacak aşırı kuvvet eğin kırılmasına yol açabilir. Standardizasyonun oluşturulmasında sağladıkları avantajlar nedeni ile bu tez çalışmasında da eğelerin şeffaf akrilik blokların yapay kanallarında kullanılması tercih edildi.

Motorla kullanılan NiTi dönen eğelerin döngüsel yorgunluk direnci; kanal kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapına ve ege büyüklüğü ile eğin konikliğine bağlıdır (162, 177, 195). Tarihsel gelişimine bakıldığında kanal eğiminin belirlenmesinde birçok yöntem kullanılmıştır. Bunlardan en yaygın kullanılanı Schneider (115) tarafından tarif edilendir. Ancak bu yöntemde yalnızca eğim açısı değerlendirilmektedir.

Kanal kurvatür açısı ile birlikte kanal kurvatürünün iç kısmında oluşan çemberin yarıçapı gibi kriterler sonradan Pruett ve ark. (162) tarafından belirlenmiştir. Bu kriterler araştırmalarda kök kanalının karakteristik özelliklerini belirleyen parametreleri oluşturmaktadır. Bu parametrelerden kanal kurvatür yarıçapı döngüsel yorgunluğa sebep olan en önemli faktördür (163). Kurvatür yarıçapı küçüldükçe, kök kanal morfolojisinde ani ve sert bir kıvrılma meydana gelir ve bu daha keskin kanal deviasyonu anlamına gelmektedir (221).

Bu kriterler esas alınarak, NiTi eğeler üzerinde nasıl bir etkileri olduğunu in-vitro incelemek için çeşitli deney düzenekleri geliştirilmiştir. Bu düzeneklerden bazıları cam veya metalden hazırlanmış, farklı kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapına sahip formdadırlar.

Anderson ve ark. (84) yaptıkları çalışmada 1,2 mm. çapında cam bir tüpte eğelerin döngüsel yorgunluğunu test etmişlerdir. Cam tüp metal bir silindir üzerinde ısıtılmış 45° ve 90° eğim verilmiş ve 5 mm. kurvatür yarıçapında hazırlanmıştır.

Bazı çalışmalarda yapay kanalları temsil eden paslanmaz çelik metal tüpler hazırlanmıştır. Yapılan bir çalışmada 2 mm. ve 5 mm. kurvatür yarıçapında 30°, 45° ve 90° eğimli metal silindirik tüp fabrikasyon olarak üretilmiştir ve döngüsel yorgunluk incelenmesinde kullanılmıştır (187). Yared ve ark. (179) 2 mm. çapında ve 90° eğim açısında metal tüpleri deney düzeneği olarak kullanmışlardır. Metal tüplerde yapılan çalışmalarda, eğenin kırılma anı net bir şekilde gözlemlenememektedir. Ayrıca eğe metal tüp içerisinde eğimin dış kısmında kalan duvarını takip ederek daha farklı bir yörüngede yerleşerek farklı bir yol izler (229).

Bir başka deney düzeneği ise Cheung ve Darvell (230) tarafından geliştirilen, üç adet paslanmaz çelik pinin arasına eğenin eğimli şekilde yerleştirilmesi ile döngüsel yorgunluğunun test edildiği yöntemdir. Pinlerin pozisyonları değiştirilerek eğeye istenilen açıda eğim verilir. Eğenin dönme hareketi esnasında uç kısmının kaymasını önlemek amacıyla bu noktadaki pinin üzerine V-şeklinde oluk açılmıştır.

Daha önce yapılan bir çalışmada, döngüsel yorgunluk sonucunda kırılan ProFile eğelerin, kırık yüzeylerinin topoğrafik ve fraktografik incelemesinde deney düzeneği olarak 3 adet pinden oluşan bu düzenek kullanılmıştır (231).

Zinelis ve ark. (232) NiTi eğelerin d6ngüsel yorgunluk dirençlerini inceledikleri çalışmalarında 2 adet pin ile eğeye eğim vermişler ve 200 devir/dk. dönme hızında test etmişlerdir. 3 adet pinden oluşan deney düzeneğinde, eğelerin düzenek içerisinde serbestçe dönebildiği ve meydana gelen yüzey defektlerinin gözlemlenebildiği belirtilmektedir (230).

Diğer görüş ise 3 noktadan pin kullanarak eğim verme yöntemiyle, eğenin dairesel bir eğim ekseninde hareket ettiği bildirilmektedir. Fakat kök kanallarının kurvatürü dairesel değildir, eğim başlayana kadar genellikle düz bir hatta ilerlemektedir. Ayrıca farklı eğelerin birbirinden farklı mekanik özellikleri, pinler arasında farklı bir yörünge takip etmelerine sebep olabilir (177).

Geliştirilen diğer bir deney düzeneği, metal blok üzerine açılan farklı kurvatür açısı ve yarıçapında açılmış olukların oluşturduğu yapay kanallardır. Larsen ve ark. (233) metal blok üzerine 1,5 mm. genişliği olan, 60° eğim açısına sahip 3 mm. kurvatür yarıçapında hazırlanan yapay kanallarda Twisted File ve ProFile GT eğeleri test etmişlerdir.

Grande ve ark. (177) metal blok üzerine maksimum eğe çapından 0,2 mm. daha geniş olacak şekilde 60° kurvatür açısında 2 mm. ve 5 mm. kurvatür yarıçapında yapay kanallar hazırlanmış ve eğelerin d6ngüsel yorgunluğu bu düzenekte test edilmiş. Bloğun üzeri eğenin kanaldan dışarı çıkmasını engellemek için şeffaf akrilik plaka ile kapatılmıştır. Bu deney düzeneğinde eğenin kanal içerisinde gerçekleştirdiği rotasyon ve kırılma anı net bir şekilde gözlenebilir. Ancak oluşturulan oluk formundaki yapay kanallar, eğeyi kusursuz bir şekilde istenilen yörüngede tutamaz. Test edilen farklı eğelerin tasarım özellikleri sebebi ile her eğe farklı bir yörünge ve derinlikte döner.

D6ngüsel yorgunluk deneylerinde kullanılan bir diğer düzenek ise, üzerine oluk açılmış konkav şekilli tavllanmış paslanmaz çelik blok ve konveks şekilli tavllanmış paslanmaz çelik silindir destek kısmından oluşmaktadır. Bu iki parça paslanmaz çelik metal gövde bloğu üzerinde sabitlenir ve eğeye istenilen kurvatür yarıçapı ve açısı verilir (173, 221, 223).

Bu sistemde konkav blok, içerisine açılan oluk sayesinde eğeye yol gösterici rol oynar. Eğenin döndüğü yörünge v-şekilli oluk sayesinde kontrol edilebilmektedir. Kırık oluşumu eğenin uç kısmı eğimin son kısmında gözle görülebildiği için kolaylıkla tespit edilebilir (25, 219).

Bir diğer görüşe göre bu düzenekte farklı eğeler değişen konisite açısından dolayı konveks silindir bloğa kararsız bir şekilde temas eder. Bu durum her eğe için aynı kurvatür açısı ve yarıçapının tekrarlanabilir olmasını engeller (229).

Yukarıda değerlendirilen deney düzenekleri avantaj ve dezavantajları yönünden incelenmiştir. Bu tez çalışması için çoğu araştırmada da yaygın şekilde kullanılmış olan Aydın ve ark. (219, 234) tarafından tasarlanan deney düzeneğine benzer şekilde hazırlanan deney düzeneği kullanıldı. Paslanmaz çelik konkav blok 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında hazırlandı. Kurvatür açısı 60° olarak sabit bir değerde belirlendi. Çalışmada üretici tavsiyeleri doğrultusunda 400 devir/dk. dönme hızı ve 2.5 Ncm tork değeri her iki eğe grubu için de sabit olarak ayarlandı.

Motorla kullanılan NiTi dönen eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunlar kanal kurvatür açısı ve yarıçapı, eğenin büyüklüğü, konikliği, eğenin geometrik özellikleri, mikroyapısal özellikleri ve üretim teknikleri gibi çeşitli değişkenlerdir (235, 236).

Aydın ve ark. (219) 60° sabit kurvatür açısında 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapına sahip iki farklı kanalda ProTaper eğelerin döngüsel yorgunluklarını incelemişlerdir. Kurvatür yarıçapının tüm eğe büyüklüklerinde anlamlı şekilde etkili olduğunu ve eğelerin kırılana kadar gerçekleştirdikleri tur sayılarının 10 mm. yarıçapta 5 mm.'den daha fazla gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Çapar ve ark. (237) 90° sabit kurvatür açısında 3 mm. ve 5 mm. kurvatür yarıçapına sahip iki farklı kanalda konvansiyonel NiTi, M-teli ve CM-telinden üretilen 5 adet eğe ile yaptıkları çalışmada döngüsel yorgunluk direncinin 5 mm. yarıçapta 3 mm. yarıçapa göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Castello Escriva ve ark. (238) yaptıkları çalışmada kurvatür yarıçapı ve açısının döngüsel yorgunluk direnci üzerine belirgin etkileri olduğunu rapor

etmişlerdir. Kurvatür yarıçapı arttıkça döngüsel yorgunluk direncinin de artacağını açıklamışlardır.

Martin ve ark. (164) farklı kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapında K3 ve ProTaper eğeleri farklı dönme hızlarında karşılaştırmışlar. Yaptıkları çalışmada eğelerin tamamı daha yüksek kurvatür açılarında kırılmıştır. Kurvatür çapının ise eğe kırığı üzerinde belirgin bir etkisi görülmesi de, başka çalışmalarda kurvatür açısı ve yarıçapının her ikisi de anlamlı derecede etkili bulunmuştur. Zelada ve ark. (170) kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk direnci üzerinde en önemli faktör olduğunu ve kurvatür yarıçapı küçüldükçe, eğe kırığı riskinin arttığını rapor etmiştir.

Pedulla ve ark. (136) 3 mm. kurvatür yarıçapı ve 60° kurvatür açısına sahip yapay kanaldan oluşan deney düzeneğinde HyFlex™ EDM, Reciproc R25 ve Wave One Primary eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada HyFlex™ EDM eğeler için 500 rpm, Reciproc eğeler için 300 rpm ve Wave One eğeler için 350 rpm dönme hızı kullanılmıştır. Torsiyonel ve döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında HyFlex™ EDM eğelerin en yüksek değerlerde çıktığı bildirilmiştir. Reciproc ve Wave One eğeler arasında ise istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır.

Daha önce yapılan çalışmalarda NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini test etmek için 2 mm., 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçaplarında deney düzenekleri tercih edilmiştir. Biz çalışmamızda 5 mm. kurvatür yarıçapını aniden eğimlenen kanalları ve 10 mm. kurvatür yarıçapını daha geniş eğimli kanalları taklit etmesi için tercih ettik.

Bu tez çalışmasının sonucunda da daha önce yapılan çalışmaları destekleyici şekilde tüm eğe gruplarında kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk direnci üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu bulunmuştur. Çalışmada üretici tavsiyeleri doğrultusunda her iki eğe grubunda da sabit 400 rpm dönme hızı ve 2.6 Ncm tork değerleri kullanıldı. Eğeler kırılana kadar gerçekleşen tur sayıları incelendiğinde, eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri 10 mm. kurvatür yarıçapında, 5 mm. kurvatür yarıçapından anlamlı derecede yüksek bulundu ($p \leq 0.0001$).

Eğe büyüklüğü ve konikliği de döngüsel kırık oluşumunu etkileyen bir diğer faktördür. Genel olarak eğe büyüklüğü arttıka, kırık oluşana kadar gerçekleşen dönme süresi azalır ve daha büyük eğeler muhtemelen daha kısa sürede kırılırlar (25, 162, 173).

Benzer şekilde kök kanalındaki maksimum kurvatür noktasındaki uç çapı ve koniklik ile ilişkili olarak eğe büyüklüğü arttıka eğelerin kırılmasına kadar geçen süre kısalır (181, 239). Maksimum kurvatür noktasında metal kütlesi üzerinde biriken stres maksimum seviyeye çıkmaktadır. Bu oluşan stres eğenin kırılmasına sebep olur (177).

Gambarini (155) daha büyük eğelerin dinamik stresler altında daha kısa sürede kırıldıklarını ve .04 koniklikte eğelerin .06 koniklikte eğelerden daha dirençli olduklarını belirtmektedir.

Aydın ve ark. (240) RaCe eğeler ile çekilmiş doğal dişlerde yaptıkları çalışmalarında yeni ve klinikte 5 kere kullanılmış eğeleri karşılaştırmışlar ve kullanılmış eğeler incelendiğinde daha küçük eğelerin (#25/.02, #25/.04), daha büyük eğelerden (#30/.02, #30/.06) daha düşük döngüsel yorgunluk direnci gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Pirani ve ark. (241) HyFlex™ EDM (#25/.08) ve HyFlex™CM (#25/.06) eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini 5 mm. kurvatür yarıçapında, 70° kurvatür açısında 18 mm. çalışma boyundaki paslanmaz çelik yapay kanallarda karşılaştırdıkları çalışmalarında, HyFlex™ EDM eğelerin HyFlex™ CM eğelerden %41 daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında kullanılan HyFlex™ EDM one file ve One Shape® eğeler 5.nesil tek eğe sistemleridir. Her iki eğe de #25 büyüklüğündedir. Fakat eğelerin koniklikleri birbirinden farklıdır. HyFlex™ EDM eğeler .08 koniklik açısında, One Shape® eğeler .06 koniklik açısı değerlerinde üretilmektedir.

Bu çalışmada da Aydın ve ark. (240) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde hem yeni hem de 5x kullanılmış eğelerin yorgunluk direnci karşılaştırıldığında, hem 5 mm. kurvatür yarıçapında hem de 10 mm. kurvatür

yarıçapında HyFlex™ EDM (#25/.08) eğeler, One Shape® (#25/.06) eğelerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdi.

HyFlex™ EDM eğeler CM-telinden üretilmiştir, buna karşın One Shape® eğeler konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımdan üretilmektedirler. CM-telinden üretilen eğelerin konvansiyonel NiTi alaşımlardan üretilen eğelerden daha esnek oldukları ve daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip oldukları daha önce yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (242-244).

CM-telinden üretilen eğelerin, konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımdan üretilen eğelere göre çok daha esnek oldukları rapor edilmiştir ve bu esnekliğin maksimum kurtatr noktasında CM eğeler üzerinde biriken streslerin konvansiyonel eğelerde biriken streslerden daha başarılı şekilde dağıtılmasını ve bunun da eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı yaklaşık %300 daha dirençli hale gelmesini sağladığı belirtilmiştir (243).

Bu çalışmada kullanılan HyFlex™ EDM eğeler .08 konisite açısına, One Shape® eğeler .06 konisite açısına sahiptirler. Gambarinin yaptığı çalışmaya benzer şekilde bu çalışmadan elde edilen sonuçlarda da yüksek konisitelere rağmen HyFlex™ eğeler daha dirençli çıkmıştır. Çalışmada kullanılan her iki eğe grubu da sabit konisite açısına sahiptir. One Shape® eğeler ile karşılaştırdıklarında HyFlex™ eğelerin aynı büyüklükte olmalarına rağmen daha yüksek yorgunluk direnci göstermesinin sebebi muhtemelen HyFlex™ eğelerin ısıl işlem görerek üretilmeleri ve metalürjisinden kaynaklanan üstün fiziksel özelliklerinden ileri gelmektedir.

Birkaç çalışmada eğelerin geometrik özelliklerinin, eğelerin klinik performansını etkilediği rapor edilmiştir (245-247). Buna karşın eğenin geometrik tasarımıının, döngüsel yorgunluk stresleri altındaki eğe karakterini nasıl ve niçin etkilediği konusu halen tam olarak aydınlatılabilmif değildir.

Benzer büyüklük ve konikliğe sahip fakat farklı tasarıma sahip üç eğenin aynı düzenekte araştırıldığı çalışmada sonuçlar birbirinden farklı çıkmıştır (25).

Başka bir çalışmada aynı büyüklüğe sahip iki eğenin döngüsel yorgunluk dirençleri incelenmiş ve ege tasarımının yorgunluk direncini etkilemediği rapor edilmiştir (239).

NiTi eğelerin etkinliğini, torsiyonel ve döngüsel stresler altında yorgunluk direncini geliştirmek amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmış, bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar doğrultusunda yatay kesit tasarımı pasif U-file tasarımından daha aktif kesici üçgen yüzey tasarımına geçilmiştir (176).

Cheung ve ark. (248) yaptıkları çalışmada iki farklı yatay kesit geometrisindeki eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini incelemişler ve üçgen yatay kesite sahip eğelerin kare yatay kesite sahip eğelerden daha dirençli olduklarını bulmuşlardır.

Zhang ve ark. (249) farklı yatay kesit tasarımına sahip eğelerin yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında ise kare yatay kesite sahip eğeler üçgen yatay kesitteki eğelerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermişlerdir.

Versluis ve ark. (250) tarafından yapılan çalışmada kare, hafif dikdörtgen, dikdörtgen ve üçgen yatay kesite geometrisine sahip dört farklı eğeyi karşılaştırmışlar. Dikdörtgen ve üçgen tasarımın ege üzerinde oluşan stresleri daha iyi dağıttığı ve döngüsel yorgunluk direncini artırdıklarını belirtmişlerdir. Dikdörtgen ve üçgen tasarımlar arasında anlamlı fark bulamamışlardır.

Bu tez çalışmasında kullanılan eğelerden HyFlex™ EDM eğeler üç farklı değişken kesitte dikdörtgen kesit tasarımında, One Shape® eğeler ise üç farklı değişken kesitte üçgen kesit tasarımındadır. Çalışmada aynı büyüklüğe sahip HyFlex™ ve One Shape® eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ve ege geometrisinin döngüsel yorgunluk direncini etkilediği görüldü. Döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında HyFlex™ eğelerin One Shape® eğelerden daha dirençli oldukları görüldü. Böyle bir sonucun çıkmasının muhtemelen HyFlex™ eğelerin CM-telinden üretilmelerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. CM-teli konvansiyonel NiTi alaşımlardan daha esnek ve daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermektedirler.

Paslanmaz çelik eğeler düz bir telin kendi eksenine etrafında burulması ile üretilirler, buna karşın NiTi alaşım eğeler CNC tezgahında taşlanarak üretilirler ve bu üretim tekniği yüzey düzensizliklerini artırır (44). Şekil hafızalı NiTi alaşımlar için yüzey defektleri ve çukurları gibi bölgeler stres yoğunluk noktaları oluştururlar. Bu noktalar kırık oluşumunu etkileyen faktörlerdir.

NiTi alaşımların stres-gerilim karakteri incelendiğinde; östenit fazında lineer elastik deformasyon, stres bağımlı psödoelastik plato fazında martensitik dönüşüm ve martensitik elastik deformasyon ve ardından plastik deformasyon fazları görülür (99).

CM-teli alaşımların östenit dönüşüm sıcaklığı $A_f > 30^\circ\text{C}$ iken, konvansiyonel NiTi alaşımların östenit dönüşüm sıcaklığı $A_f \cong 25^\circ\text{C}$ 'dir. Bu nedenle konvansiyonel NiTi alaşımlar oda sıcaklığında östenit yapıdadırlar. CM-teli ise oda sıcaklığında ve ağız ısısında östenit, martensit ve R-fazı yapısını bir arada sergilerler (242). NiTi alaşımların fazları değerlendirildiğinde östenit faz martensit faza göre alaşıma daha sert yapı kazandırır. CM-telinde oda ısısında martensit, östenit ve R-fazı faz birarada bulunur. Fazların ağırlıkça yüzdelere bakıldığında martensit fazın östenit fazdan daha yoğun bulunduğu gözlenir. CM-telinden üretilen eğelerin yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve esneklik göstermesinin sebebi budur (251).

Alaşımların eğilme momenti azaldıkça esnekliği artmaktadır (252). Yapılan bir çalışmada HyFlex™ CM eğeler ile ProTaper Universal eğelerin kesme etkinlikleri karşılaştırılmış ve HyFlex™CM eğelerin eğilme momentinin ProTaper Universal eğelerden daha düşük olduğu belirtilmiştir. HyFlex™ CM eğelerin ProTaper Universal eğelerden daha esnek olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca HyFlex™ CM eğeler ısıl işlem ile üretilirler. ProTaper Universal eğeler ise geleneksel soğuk işleme prosesi ile üretilirler. Egede oluşan iç stres gerilimlerinin varlığından soğuk işleme metodu rol oynamaktadır ve bu materyalin daha az esnek ve daha kırılabilir olmasına sebep olur (253). Daha esnek eğeler maksimum kurvatür noktasında daha az stres birikmesini sağlar, bu da eğelerin döngüsel yorgunluk direncini ve kullanım ömrünü artırır.

Yakın zamanda yapılan bir çalışmada CM-telinden üretilen HyFlex™ EDM eğeler ile HyFlex™CM eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmıştır. Daha önceki çalışmalarda CM-teli'nden üretilen eğelerin konvansiyonel NiTi alaşımlardan üretilen eğelerden daha dayanıklı oldukları belirtilmiştir. Çalışmada her iki ege grubu da 500 rpm. dönme hızı ve 2.5 Ncm tork değerlerinde kullanılmıştır. Bu çalışmadan elde edilen sonuca göre aynı büyüklük ve koniklikteki HyFlex™ EDM ve HyFlex™CM eğeler karşılaştırıldığında EDM eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin CM eğelerden yaklaşık %700'e kadar daha fazla olduğu rapor edilmiştir (241). Böyle bir farkın oluşması HyFlex™ EDM eğelerin geliştirilmiş yeni üretim prosesi ile ilgili olabilir. HyFlex™ EDM eğeler elektrik boşaltımı ile işleme tekniği ile üretilirler. Bu süreçte oluşturulan kıvılcımlar ile materyal yüzeyinde erime ve buharlaşma gibi birtakım yüzey değişiklikleri meydana gelir.

Pedulla ve ark. (254) aynı büyüklük ve konisite açısına sahip üç farklı eğenin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Döngüsel yorgunluk direnci deneyi 60° kurvatür açısı ve 3 mm. kurvatür yarıçapındaki paslanmaz çelik yapay kanallarda gerçekleştirilmiş, HyFlex™ EDM eğelerin Reciproc R25 ve Wave One eğelerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiği bildirilmiştir. Her üç ege sistemi de ısıtma işlem teknikleri ile üretilmektedirler. Araştırmacılar çalışmadan elde edilen bu sonucun HyFlex™ EDM eğelerin sahip oldukları metalürjik özelliklerden dolayı gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında CM-teli'nden üretilmiş HyFlex™ EDM one file eğeler ile konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımdan üretilen One Shape® eğeleri karşılaştırdık ve CM-telinden üretilen EDM eğelerin konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımdan üretilen One Shape® eğelerden her iki kurvatür yarıçapında da belirgin derecede daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip oldukları tespit edilmiştir. Bu sonucun çıkmasının sebebi CM-telinin sahip olduğu yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluk sürecini oluşturan üretim süreci ile ilişkili olabilir.

CM-teli'nden üretilen eğeler ile konvansiyonel süperelastik NiTi alaşımlardan üretilen eğelerin ve farklı alaşımlardan üretilen eğelerin döngüsel yorgunluk

dirençlerinin karşılaştırıldığı önceki çalışmalar incelendiğinde bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla, aynı sonucu desteklemektedir (254-256).

Döngüsel yorgunluk üzerine yapılan önceki çalışmalarda, NiTi eğelerin tekrarlayan klinik kullanımları eğelerin kırılmaya karşı direncini düşürdüğü bildirilmiştir (155, 195, 221). Gambarini (155) yeni ve kullanılmış ProFile dönen eğeleri karşılaştırmış ve eğelerin klinik kullanımının döngüsel yorgunluk direncini anlamlı şekilde düşürdüğünü bildirmiştir. Bahia ve Buono (221) kullanılmış ProFile eğelerin yorgunluk direncinde azalma görüldüğünü belirtmiştir. Plotino ve ark. (195) yeni ve kullanılmış Mtwo eğeleri karşılaştırmış ve tekrarlayan klinik kullanımları eğelerin döngüsel yorgunluk direncini azalttığını bildirmiştir.

Arias ve ark. (257) kullanılmış ve kullanılmamış eğelerin döngüsel yorgunluk direncini 3 mm. kurvatür yarıçapında ve 60° kurvatür açısında karşılaştırılmışlar. M-telinden ve konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen eğelerin karşılaştırıldığı çalışmada kullanılmamış eğelerde döngüsel yorgunluk direnci M-teli'nden üretilen eğelerde konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen eğelerden daha yüksek, kullanılmış eğelerde döngüsel yorgunluk direnci konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilen eğelerde M-teli'nden üretilen eğelerden daha yüksek bulunmuştur.

Shen ve ark. (258) HyFlex™ CM NiTi eğelerin metalürjik özelliklerini yeni ve klinikte üç kez kullanılmış eğelerde DSC (diferansiyel taramalı kalorimetre) ve XRD (X-ışını difraksiyonu) analizi yaparak test etmişler ve yüzey defektleri ve tiplerini incelemişlerdir. DSC analizi sonucunda yeni eğelerin A_f sıcaklığının 37°C olduğunu, fakat kullanılmış eğelerin A_f sıcaklığının bu değerden çok daha olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuçlara göre kullanılmış eğelerin çok daha düşük sıcaklıkta esnekliklerini kaybettikleri ve döngüsel yorgunluk dirençlerinin kullanılmamış yeni eğelere göre düştüğünü rapor etmişlerdir.

Buna karşın Yared ve ark. (179) yaptıkları çalışmada yeni ve kullanılmış ProFile eğelerin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmışlar ve eğeler arasında anlamlı bir fark bulamamışlar, tekrar kullanımın eğelerin döngüsel yorgunluğunu etkilemediğini rapor etmişlerdir ($p>0.05$).

Fife ve ark. (223) uzun süre kullanılmış NiTi dönen eğelerin yorgunluk direnci üzerinde kuvvetli etkisi olduğunu rapor etmişlerdir. Buna ilaveten, iyatrojenik hatalar ve yanlış kullanım gibi sebeplerin de döngüsel yorgunluk haricinde eğe kırığından sorumlu oldukları rapor edilmiştir. Çalışmalarında kullanılan eğeleri klinik ortamda iki farklı gruba ayırmışlar, birinci gruptaki eğeleri 2 (iki) kere ve ikinci gruptaki eğeleri 4 (dört) kere kullandıktan sonra gruplar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Bu tez çalışmasında yeni ve 5x şeffaf rezin blokların kanallarında şekillendirilmede kullanılmış HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırılmıştır. Yeni ve 5x kullanılmış HyFlex™ EDM eğelerin 5 mm. kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluk direnci karşılaştırıldığında yeni eğelerin kullanılmış eğelerden daha yüksek yorgunluk direncine sahip olduğu belirlendi. 10 mm. kurvatür yarıçapında ise yeni ve kullanılmış eğeler arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı. Yeni ve 5x kullanılmış One Shape® eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında her iki kurvatür yarıçapında da kullanılmış eğelerin yeni eğelerden daha yüksek yorgunluk direncine sahip olduğu belirlendi. Bu çıkan sonuçlar değerlendirildiğinde; şeffaf akrilik blokların şekillendirilmede kullanılmasının doğal klinik koşulları tam olarak yansıtamayacağı ve eğelerin tekrarlayan klinik kullanımlarının döngüsel kırık meydana gelmesinde anlamlı bir fark oluşması için yeterli olmayacağı muhtemelen sonuçların bundan dolayı bu şekilde çıktığı düşünülmektedir.

Kök kanal tedavisinin başarısı pek çok faktöre bağlı olsa da, bunlar içerisinde en önemli basamak kanal preparasyonudur. Çünkü bu basamak diğer tüm prosedürlerin etkinliğini belirler (176). Kök kanal preparasyonunun iki hedefi vardır: Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında organik ve inorganik doku ve doku artıklarının kanal sisteminden uzaklaştırılması ile mikroorganizmalardan arındırılması ve enstrümantasyon sırasında kullanılan irrigasyon solüsyonları ve kanal içi medikamanların, kanalın apikal bölgesinde etkinliğini artıracak ve kanalın

ideal şekilde doldurulmasını sağlayacak ve orijinal kanal morfolojisini koruyacak şekilde apikalden koronale doğru genişleyen konik bir formda hazırlanmasıdır (120).

Özellikle eğimli ve dar kanalların paslanmaz çelik aletlerle şekillendirilmesi sırasında eğe büyüklüğü arttıkça kanal transportasyonu, apikal zip, basamak oluşumu, strip perforasyon, alet kırılması ve apikal kanal tıkanması gibi istenmeyen işlemsel hatalar ile karşılaşılabilir (27, 28). Bu hataları azaltmak amacıyla paslanmaz çelik eğelerden daha esnek olan NiTi eğeler geliştirilmiştir. NiTi eğelerin kanal preparasyonunda kullanılması ile daha kolay ve daha kısa sürede çok daha emniyetli bir şekillendirme gerçekleştirilmektedir. Özellikle son dekattan bu yana çeşitli NiTi eğeler kök kanal preparasyonunun kalitesini geliştirmek amacıyla üretilmiştir (35). Son jenerasyon eğe sistemleri; tek bir eğe ile kök kanallarının şekillendirilmesine imkan vermeleri ile daha kolay uygulanabilir, daha kısa sürede şekillendirme yapma avantajı ve çapraz kontaminasyon riskini azaltarak daha emniyetli çalışma avantajları sağlamaktadır (137). Motorla kullanılan NiTi dönen eğe sistemleri uygun şekillendirme ve ciddi eğimli kanallarda kanal eğimini koruma yeteneği gösterirler (259, 260). Tüm bu avantajlarına rağmen, üreticiler daha kolay ve emniyetli kullanım için yeni bıçak tasarımlarına ve konikliğe sahip NiTi sistemlerini tanıtmaya devam etmektedirler. Yeni NiTi sistemlerin şekillendirme ve merkezleme yeteneğini ve güvenlik konularındaki özelliklerini incelemek önemlidir çünkü üreticiler kendi sistemlerinin daha etkin, daha esnek ve kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğunu iddia ederler (261). Yakın zamanda kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan devamlı rotasyon hareketi ile çalışan iki yeni tek eğe sistemi HyFlex™ EDM ve One Shape® eğeleri piyasaya sürülmüştür. Bu tez çalışmasında da bu eğelerin şekillendirme ve merkezleme yetenekleri ile güvenilirlikleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada kök kanal şekillendirilmesi, şeffaf akrilik rezin blokların eğimli kanallarında gerçekleştirildi.

Kök kanal şekillendirilmesinin karşılaştırılmasında genellikle çekilmiş doğal dişler (153, 262-264) ya da şeffaf akrilik rezin blokların eğimli kanalları (145, 265-267) kullanılarak yapılmıştır. Çekilmiş dişlerin kök kanal şekillendirilmesi deneylerinde kullanılması; klinik koşullara yakın ortam oluşturması ve sonuçların

linik ortama uyarlanabilmesi sebebiyle avantaj olarak gözükmemektedir. Ancak bu tür çalışmalarda en büyük soru işareti, şekillendirilecek kök kanallarının karşılaştırmada kullanılacak ege grupları için standart anatomik ortamı oluşturup oluşturmadığıdır (2). Doğal dişlerde kök kanal anatomisi, düzensiz kalsifikasyonlar, apikal foramenin genişliği ya da pozisyonu, kök kanal eğiminin açısı ya da yarıçapı gibi üç boyutlu kök kanal morfolojisinde karşılaşılan çeşitlilikler standardizasyonun sağlanmasını güçleştirmektedir (2).

Şekillendirme yeteneği çalışmalarında doğal dişlerin kullanılmasının, çalışmanın standardizasyonu açısından tartışmalı olabileceği görüşü ilk defa Weine (141) tarafından açıklanmıştır. Bunun sonucunda çalışmalarda, kanal kurvatür açısı ve yarıçapı ve kanal uzunluğu gibi parametrelerin standardize edildiği akrilik rezin blokların kullanımı artmıştır. Resin bloklar ile sağlanan standardizasyonun çekilmiş insan dişleri ile oluşturulması mümkün gözükmemektedir (4). Resin bloklar ile yapılan kanal şekillendirilmesi sırasında, şeffaf olmaları sebebiyle kanal içi dinamiklerin gözlemlenebilmesi büyük avantaj sağlamaktadır. Ayrıca kanalların şekillendirilmesi öncesi ve sonrasında alınan görüntülerin karşılaştırılması kolaylıkla uygulanabilir ve kullanılan bilgisayar programlarında herhangi bir noktadaki sapmanın ölçülebilmesi kolaylaşır (145).

Fakat resin bloklarla çalışırken karşılaşılan en büyük problemlerden biri kullanılan materyalin sertlik değeridir. Akrilik resin blokların kullanılan materyale bağlı olarak Knoop sertlik değeri yaklaşık 18-22 kg/mm² arasında değişmektedir. Buna karşın insan kök dentininin Knoop sertlik değeri yaklaşık 45 kg/mm²'dir (228). Dentin ve akrilik resinin mikrosertliklerinin birbirinden farklı olması sebebiyle resinin kanaldan uzaklaştırılması için dentine uygulanan kuvvetin yarısı kadar bir kuvvet gerekmektedir. Ayrıca mikrosertlikleri arasındaki bu farklılıktan dolayı şekillendirme sırasında resin duvarlarından daha fazla miktarda madde kaldırma riski bulunmaktadır (176).

Resin bloklarla çalışırken karşılaşılan bir diğer problem ise dönen aletlerin kullanılması sırasında sürtünmeden dolayı kanal içerisinde ortaya çıkan ısının resinin

yumuşamasına, akrilik talaşlarının eğelerin kesici bıçaklarına yapışmasına ve eğenin kırılmasına neden olabilmesi riskidir (268, 269).

Sonuç olarak şeffaf akrilik rezin blokların kanalların morfolojik özellikleri açısından standardizasyonu sağlaması, şekillendirme işlemi sırasında kanalın gözlemlenebilmesine olanak tanınması ve önceki çalışmalarda elde edilen sonuçların doğal dişlere benzer olması sebebiyle biz de çalışmamızda şeffaf rezin blokları tercih ettik.

Günümüzde motorla kullanılan NiTi dönen eğelerin kök kanallarında şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesi; iki boyutlu fotoğraflama teknikleri üç boyutlu mikrotomografi teknikleri ile yapılmaktadır (270, 271).

Mikrotomografi tekniklerinde; x, y ve z düzleminde kök kanalında oluşan değişiklikler izlenebilmektedir. Bu sayede şekillendirme öncesi ve sonrası kök kanal anatomileri arasındaki farklılıkların yanı sıra, kanal hacmi ve yüzey alanındaki değişikliklerin ölçümü de yapılabilmektedir (272, 273).

İki boyutlu fotoğraflama tekniklerinde kök kanallarının şekillendirme öncesi ve sonrası dijital görüntüleri alınır. Bu görüntüler bilgisayar yazılımı yardımıyla karşılaştırılır ve ölçümler yapılır. Bu teknikler; preparasyon şekli, kanal transportasyonu, uzaklaştırılan madde miktarı ve farklı eğelerin kesme etkinliklerinin değerlendirilmesinde kullanılabilir fakat üç boyutta da inceleme yapmayı gerektiren hacim değişiklikleri ile ilgili bilgi elde edilemez (272). İki boyutlu fotoğraflama tekniği kullanılarak yapılan çalışmalarda sadece meziodistal yönde alınan görüntülerin incelenerek değerlendirildiği görülmektedir (153, 274, 275).

Daha önceden yapılan çalışmalara benzer olarak bu tez çalışmasında da iki farklı eğe sisteminin şeffaf akrilik blokların kanallarında şekillendirme ve merkezleme yetenekleri sadece meziodistal yönde değerlendirildi. Sadece tek yönde alınan görüntülerle uzaklaştırılan madde miktarı, kanallarda meydana gelen transportasyon miktarı ve yönü ve iki eğe grubunun merkezleme yetenekleri incelendi. Çalışmada hacim ile ilgili herhangi bir değerlendirme yapılmadığından

dolayı iki boyutlu fotoğraflama tekniği kullanıldı. Alınan dijital görüntüler yüksek görüntü kaliteli TIFF dosya formatında bilgisayara kaydedildi. Bilgisayara aktarılan şekillendirme öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldı ve ölçümlerin yapıldığı başka bir bilgisayar programına aktarıldı.

Çalışmada kullanılan iki farklı NiTi eğenin şekillendirme yeteneklerinin şeffaf akrilik rezin blokların kanallarında kullanılmasıyla; uzaklaştırılan madde miktarı, kanal transportasyon miktarı ve yönü ve merkezleme yeteneği gibi parametreler incelendi.

Thompson ve ark. (276) yaptıkları çalışmada HyFlex™CM ve ProFile ISO eğelerin şekillendirme yeteneklerini şeffaf akrilik rezin bloklarda incelemiştir. Şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırılması için yapay kanallar üzerinde 5 (beş) nokta belirlemişler ve bu noktalara rehber çember çizerek değişimleri kaydetmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda iki eğenin de birbirine yakın sonuç gösterdikleri ve aralarında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Tewari ve ark. (263) 4 (dört) farklı NiTi eğenin çekilmiş tek kanallı doğal dişlerde merkezleme yeteneklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında, şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerin ve ölçümlerin yapılması ve hesaplanması için kanalların üzerinde aralarında 1'er mm. aralık bulunan 10 (on) adet çember eklemiştir.

Aydın ve ark. (261) RaCe ve Hero Shaper eğelerin şeffaf akrilik rezin blokların kanallarında şekillendirme yeteneklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 40 (kırk) adet rezin blok kullanmışlardır. Şekillendirme öncesi ve sonrasında alınan görüntüleri karşılaştırmışlar ve ölçüm yapmak için aralarında 1'er mm. eşit mesafe bulunan apikal foramen merkez olan 10 adet rehber çember çizmişlerdir.

Bu tez çalışmasında da benzer şekilde şeffaf rezin blokların eğimli yapay kanallarında aralarında 1 mm. eşit mesafe bulunan 11 seviyeden ölçüm yapıldı. Şekillendirme öncesi ve sonrası alınan görüntüler bilgisayar programında üstüste karşılaştırıldı ve görüntülere eklenen merkezi apikal foramen olan 10 adet rehber çemberden ölçüm yapılmıştır. Çalışmada toplam 80 adet blok kullanıldı ve her bir

blok için meziyodistal yönde kök kanalının iç duvarı ve dış duvarından olmak üzere 11 seviyeden 22 ölçüm yapılmıştır. Toplamda 1760 mesafe ölçümü yapıldı. Bu ölçümler kök kanalının iç duvarından ve dış duvarından olmak üzere her seviye için uzaklaştırılan madde miktarları kaydedildi. Çalışmada her bir ölçüm noktasından elde edilen değerler kaydedildi ve istatistiksel analiz bu veriler ölçüsünde yapıldı.

Çalışmada kök kanalının iç duvarından uzaklaştırılan madde miktarları karşılaştırıldığında HyFlex™ EDM eğelerin One Shape® eğelerden daha fazla madde uzaklaştırdığı görülmüştür. 1. ve 2. ölçüm noktaları dışındaki ölçüm noktalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p \leq 0.0001$). Kanalın dış duvarında ise uzaklaştırılan madde miktarları birbirine benzemektedir, 2, 3, 4, 5, 6 ve 7. ölçüm noktalarında eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p \leq 0.01$, $p \leq 0.001$, $p \leq 0.0001$). Kök kanalının iç ve dış duvarlarında da benzer sonuçlar çıkmasının eğelerin farklı metalürjik özellik ve geometrik özelliklere sahip olmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada kullanılan her iki eğe de aynı büyüklükte olup #25 uç büyüklüğündedirler. Fakat HyFlex™ EDM eğeler .08 konisite açısında iken, One Shape® eğeler .06 konisite açısındadırlar. Koniklikteki bu fark muhtemelen HyFlex™ EDM eğelerin daha fazla miktarda madde uzaklaştırmasına sebep olmuş olabilir.

Çapar ve ark. (277) tek eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneğini karşılaştırdıkları çalışmalarında bizim bulduğumuz sonuçlara benzer şekilde #25/.08 eğelerin #25/.06 eğelerden daha fazla miktarda madde uzaklaştırdıklarını bulmuşlardır.

Bu çalışmada kullanılan her iki eğe sistemi de saat dönüş yönünde devamlı rotasyon hareketi ile çalışırlar. Saat dönüş yönünde devamlı rotasyon hareketi kök kanalının iç duvarında eğelerin kanal duvarları ile daha fazla temas etmesine, resiprokasyon hareketi ise kanalın dış duvarında eğelerin kanal duvarları ile daha fazla temas etmesine neden olur. Bu çalışmada kanalın iç duvarında eğe grupları arasında anlamlı fark bulunurken, kanalın dış duvarında ise aralarında bir fark bulunamaması eğelerin hareket kinematığından dolayı saat dönüş yönünde devamlı rotasyon ile çalışmalarından kaynaklanmış olabilir.

Motorla kullanılan NiTi tek eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; tek eğe sistemlerinin kök kanalını şekillendirme yeteneklerinin, konvansiyonel NiTi sistemlere kıyasla orijinal kanal morfolojisini daha iyi korudukları gösterilmiştir (266, 278, 279).

Kök kanal preparasyonu sırasında, eğe ve dentin duvarları arasındaki temas kanal şekillendirmesini etkilemektedir. Oluşan bu temaslar, pek çok anlık stres birikmesine, özellikle de kanalın orta kesiminde yüksek stres birikmesine neden olur. Yakın zamanda yapılan çeşitli çalışmalarda, tek eğe sistemlerinin kök kanal şekillendirilmesinde kullanılması; daha hızlı bir şekillendirme yapmaya , kolay ve basit bir kullanım sağlamasına ve kök kanal duvarları üzerinde daha düşük stresler birikmesine neden olur (280, 281)

Beşinci nesil dönen eğe sistemlerinin geometrik özellikleri incelendiğinde offset tasarıma sahip oldukları görülür. Bu tasarım özelliğinde kütle merkezi aynı zamanda rotasyonun da merkezidir. Eğe asimetric kesit özelliği sayesinde yılan benzeri salınım hareketi ile dönerken, eğe ve dentin arasındaki temas minimuma indirilir (277).

One Shape® eğeler değişen kesit tasarımına ve değişken yiv aralıklarına sahiptir. Bu tasarım özelliği, eğenin saat dönüş yönünde devamlı rotasyon hareketi ile dönerken kök kanalı içerisinde sıkışmasını ve bükülmesini önler (282).

Bu çalışmada her iki eğe sisteminin de yaptığı toplam genişletme miktarının kanalın apikal bölgesinden koronal bölgesine doğru arttığı görülmüştür. Hem HyFlex™ EDM eğeler hem de One Shape® eğeler sabit konikliğe sahiptirler ve eğelerin uç kısmından itibaren çalışan kısım boyunca ilerleyen koniklikte artması muhtemelen bu durumun oluşmasından sorumludur.

Başarılı bir kök kanal şekillendirilmesinde etkili olan önemli faktörlerden biri de kök kanalının orijinal morfolojisine uygun olarak yapılan prepare edilmesidir. Amerikan Endodonti Derneği (AAE) endodonti sözlüğünde belirtildiği şekliyle kanal transportasyonu; eğimli bir kök kanalını şekillendirirken, eğenin orijinal şekline geri

dönebilmek için düzleşmesi sebebiyle kanal duvarının eğimin apikal 1/3 kısmında dış kısmına doğru fazla şekillendirilmesidir (283).

Gambill ve ark. (284) NiTi el eğeleri ve paslanmaz çelik el eğelerinin şekillendirme yeteneklerini birbirine benzer ölçü ve şekilde 36 tek köklü dişte karşılaştırmışlar ve NiTi el eğelerinin paslanmaz çelik el eğelerinden daha az transportasyon oluşturduklarını bildirmişlerdir. Transportasyon miktarını ölçmek için kanalların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülemesi mikrotomografi ile yapılmıştır. Transportasyon miktarının hesaplanması için “kanal transportasyonu = kanalın iç duvarı – kanalın dış duvarı” yada “kanal transportasyonu = kanalın dış duvarı – kanalın iç duvarı” formülünü kullanmışlardır.

Gergi ve ark. (285) Twisted Files, ProTaper dönen eğeler ve paslanmaz çelik K-tipi el eğesi kullanarak yaptıkları çalışmalarında aşırı eğimli ve kısa boyuttaki 90 adet çekilmiş doğal dişte eğelerin kanal transportasyonu ve merkezleme yeteneği bakımından karşılaştırmasını yapmışlardır. Kanal transportasyon miktarının hesaplanması için “kanal transportasyonu = kanalın iç duvarı – kanalın dış duvarı” formülünü kullanmışlardır.

Bu tez çalışmasında da önceki çalışmalara benzer şekilde şeffaf blokların eğimli kanallarında şekillendirme yaptıktan sonra oluşan kanal transportasyonunu hesaplamak için eğimin iç kısmından uzaklaştırılan madde miktarından eğimin dış kısmından uzaklaştırılan madde miktarı çıkartılarak hesaplandı.

Daha önce yapılan çalışmalarda kanal transportasyonu oluşmasında kullanılan eğelerin yatay kesiti, uç tasarımı, konisite açısı gibi geometrik özellikleri, metalürjik özellikleri ve kullanılan teknik gibi birtakım faktörlerin etkili olduğu belirtilmiştir (266, 278, 286, 287).

Young ve ark. (288) motorla kullanılan NiTi eğelerin kök kanallarının kemomekanik preparasyonunda kullanılmalarının üstün fiziksel özellikleri sayesinde minimum komplikasyon oluşturmalarından ötürü endodonti uygulamalarında oldukça önemli yer tuttıklarını bildirmektedirler. Motorla kullanılan dönen NiTi

kanal eğelerinin paslanmaz çelik el eğelerinden daha iyi şekilde orijinal kanal kurvatürünü takip ettiklerini rapor etmişlerdir.

Saber ve ark. (289) tarafından yapılan çalışmada Wave One, Reciproc ve One Shape® eğelerin şekillendirme yetenekleri karşılaştırılmıştır. Çalışma çekilmiş doğal dişlerde yapılmış, kurvatür yarıçapının 4-9 mm. arasında olduğu ve kurvatür açısının 25° – 39° arasında değiştiği belirtilmiştir. Hiçbir eğenin kırılmadığı ve aşırı genişletme yaşanmadığı belirtilmiştir. Eğeler apikal transportasyon açısından değerlendirildiğinde One Shape® eğelerin Wave One ve Reciproc eğelerden anlamlı şekilde daha fazla kanal düzleşmesi ve kanal transportasyonuna sebep olduğu görülmüştür. Şekillendirme süresinin ise One Shape® eğelerde anlamlı şekilde daha kısa sürdüğü belirtilmiştir. Bu sonucun çıkmasına sebep olarak One Shape® eğelerin konvansiyonel NiTi alaşımlardan üretilirken, Wave One ve Reciproc eğelerin M-teli'nden üretilmeleri gösterilmiştir.

Saber ve ark. (290) yaptıkları bir çalışmada ProTaper Next, iRaCe ve HyFlex™ CM eğelerin şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmışlardır. Kök kanal kurvatür açıları 25°–35° arasında değişen, 60 adet çekilmiş alt azı dişinde yapılan kanal şekillendirmesinde hiçbir egede kırılma oluşmadığı rapor edilmiştir. ProTaper Next eğelerin iRaCe ve HyFlex™ CM eğelerden daha fazla kanal düzleşmesi oluşturduğu belirtilirken kanal transportasyonu açısından eğeler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Her üç eğenin de orijinal kanal kurvatürünü koruduğu ve güvenli şekilde kullanılabilecekleri bildirilmiştir.

Bu tez çalışmasında HyFlex™ EDM ve One Shape® eğelerin şeffaf rezin blokların eğimli kanallarında yapılan şekillendirme sonucunda onbir ölçüm noktasında oluşan kanal transportasyonu değerleri karşılaştırıldığında HyFlex™ EDM eğelerin beş noktada, One Shape® eğelerin altı noktada daha fazla transportasyona sebep olduğu görüldü. HyFlex™ EDM eğeler CM-telinden üretilirken One Shape® eğeler konvansiyonel NiTi alaşımlardan üretilmektedir. CM-teli alaşımın konvansiyonel NiTi alaşımlardan daha esnek olduğu ve orijinal kanal şeklini daha iyi muhafaza ettiği önceki çalışmalarla da belgelenmiştir. Bu çalışmada One Shape® eğelerin HyFlex™ EDM eğelerden daha fazla noktada transportasyona neden olması

muhtemelen metalürjideki bu farklılıktan kaynaklanmaktadır. Her iki eğe grubu da sabit konisite açlarına sahiptirler ve şekillendirme için her iki eğe grubu da üretici tavsiyeleri doğrultusunda sabit hız ve tork değerlerinde kullanıldı. HyFlex™ EDM eğeler üç farklı tipte dikdörtgen yatay kesit tasarımına sahipken, One Shape® eğeler üç farklı üçgen yatay kesit tasarımına sahiptirler. Bu tasarım özelliği One Shape® eğelerin kanal içerisinde çalışırken asimetric salınım hareketi yapmasına sebep olurlar. Bu dönme hareketi eğelerin daha merkezde konumlanmasını sağlarlar. Eğelerin arasında oluşan kanal transportasyonunda oluşan farklılığın sebebinin bu tasarım özelliğinden kaynaklandığı düşünölmektedir.

Lopez ve ark. (287) tarafından yapılan bir çalışmada #30, #35 ve #40 paslanmaz çelik el eğelerinin şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırıldığı çalışma için 60 adet üst azı dişlerinin meziyobukkal kanallarında şekillendirme yapılmıştır. Çalışmadan çıkan sonuca göre eğe büyüklüğü arttıkça kanal transportasyonuna yatkınlığın arttığı bildirilmiştir.

Schafer ve ark. (291) dört farklı NiTi dönen eğe sisteminin karşılaştırıldığı çalışmalarında, .04 konisite açısından daha fazla konisitedeki NiTi eğelerin eğimli kanallarda apikal genişletme için kullanılmaması gerektiğini çünkü daha büyük açdaki eğelerin gerginlikleri ve sertliklerinin oldukça arttığını belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar değişken konisiteye ve sabit konisiteye sahip eğelerin şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmışlar ve sabit konisiteye sahip eğelerin daha az kanal transportasyonu oluşturduğunu ve daha iyi merkezleme yeteneğine sahip olduklarını belirtmişlerdir (145, 153, 292).

Bu tez çalışmasında şeffaf rezin blokların yapay kanallarının şekillendirmesinde kullanılan HyFlex™ EDM eğeler ve One Shape® eğelerin oluşturdukları kanal transportasyonu miktarları karşılaştırıldığında HyFlex™ eğelerin 3,4,5,6 ve 7. ölçüm noktalarında One Shape® eğelerden daha fazla transportasyon oluşturdukları belirlendi. Diğer ölçüm noktalarında ise One Shape® eğeler HyFlex™ EDM eğelerden daha fazla kanal transportasyonu oluşturmuşlardır. Çalışmada kullanılan her iki eğe de beşinci nesil tek eğe sistemidirler ve standart #25 uç

büyükluğüne sahiptirler. Her iki eğe de sabit konisite açılarında üretilmelerine karşın HyFlex™ EDM eğeler .08 konisitede, One Shape® eğeler .06 konisitededirler. Her iki eğenin de birbirine yakın transportasyona neden olmaları muhtemelen sabit konisite açısında üretilmelerinden kaynaklanmaktadır.

Yapılan çalışmalarda kesici uç tasarımının apikal bölgeye hızlı bir şekilde ilerleme yapılmasını sağlarken, bu uç tasarımının şekillendirme sırasında işlemsel hatalar oluşmasına sebep olduğu belirtilmiştir (284). Kesici olmayan uç tasarımının kullanım esnasında minimal apikal basınç uygulanmasını sağladığı ve apikal bölgeye rahat ve emniyetli bir penetrasyon ile ulaşılacağı rapor edilmiştir (268).

Wu ve ark. (293) 21°–39° kurvatür açısındaki tek köklü dişlerde Lightspeed eğeler ve el eğelerinin şekillendirme yeteneklerini inceledikleri çalışmalarında kanalların şekillendirilmesinden sonra lateral kondensasyon tekniği ile kanalların obturasyonu tamamlanmıştır. Ardından kanallardaki apikal sızıntı miktarı incelenmiştir. Araştırmacıların çalışmadan çıkan sonuca göre; el eğesi ile şekillendirme yapılan kanallarda %87 oranında apikal transportasyon ve apikal sızıntı gözleendiği ve apikal transportasyon miktarının 0.3 mm.'den daha fazla olduğu; Lightspeed ile şekillendirme yapılan kanallarda %19 oranında apikal transportasyon gözleendiği ve apikal transportasyon miktarının 0.3 mm.'den daha az olduğu ve sadece % 3'ünde apikal sızıntı olduğu bildirilmiştir. Çalışmadan çıkan bu sonuca göre özellikle 0.3 mm.'den daha fazla transportasyon gözlenen kanallarda tıkama özelliğinin olumsuz etkilendiği bildirilmiştir.

Bu çalışmada kullanılan her iki eğe de uç kısmında kesici olmayan uç tasarımına sahiptir. Şeffaf akrilik rezin blokların kanallarında şekillendirme sonucunda oluşan transportasyon miktarları değerlendirildiğinde her iki eğe grubu da 0.3 mm.'den daha az transportasyon oluşturmuştur. Bu sonuçlar göz önüne alındığında eğelerin kanal preparasyonunda emniyetli ve orijinal kanal eğimini koruduğu sonucuna varılabilir.

Saber ve ark. (290) ProTaper Next, iRaCe ve HyFlex™CM eğelerin şekillendirme yeteneklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kanal transportasyonu

açısından eğeler arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Araştırmacılar çalışmadan çıkardıkları sonuçlara göre eğelerin esnekliğinin arttıkça daha iyi kanal şekillendirme olasılığı oluştuğu kararına varmışlardır.

Testarelli ve ark. (255) yeni nesil NiTi alaşım ve üretim teknolojisi ile üretilen HyFlex™ eğelerin, konvansiyonel NiTi alaşımlarla üretilen eğeler karşısındaki mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında HyFlex™ eğelerin çalışmada kullanılan ProFile, Hero 642, Flex Master ve Endosequence eğelerden çok daha esnek olduklarını rapor etmişlerdir.

Kumar ve ark. (294) 90 adet çekilmiş alt azı dişinde Twisted Files, HyFlex™ CM ve K-flexofiles eğelerin kanal transportasyonu ve merkezleme yeteneklerini inceledikleri çalışmalarında K-flexofiles el eğelerinin TF ve CM eğelerden daha yüksek kanal transportasyonuna sebep oldukları rapor edilmiştir. TF ve CM eğeler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Araştırmacılar, termomekanik üretim süreci ve yeni üretim teknolojileri NiTi alaşımların mikroyapısını en iyi hale getirmek için geliştirilmeye devam ettiğini bildirmektedirler. TF ve CM eğelerin konvansiyonel NiTi eğelerden daha yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca esneklik arttıkça eğelerin orijinal kanal anatomisine daha sadık kaldıkları ve basamak oluşumu, transportasyon ve perforasyon gibi işlemsel hata risklerinin azaldığını rapor etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında konvansiyonel NiTi alaşımlardan daha esnek ve yorgunluk direncine sahip oldukları çeşitli çalışmalarla da belgelenmiş olan HyFlex™ EDM eğelerin One Shape® eğelerden daha az kanal transportasyonuna sebep oldukları belirlendi. Kazemi ve ark. (295) NiTi eğelerin kesme etkinliklerini akrilik rezin bloklarda ve insan dentininde karşılaştırdıkları çalışmalarında, kaldırılan debris miktarının akrilik bloklarda insan dentininden daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada eğelerin şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmak için şeffaf akrilik rezin bloklar kullanıldı. Akrilik rezin blokların Knoop sertlik değeri 18-22 kg/mm² arasında iken dentinin Knoop sertlik değeri yaklaşık 45 kg/mm²'dir. Bu çalışmada daha esnek EDM eğelerin One Shape® eğeler arasındaki farklılığın rezin bloklardaki bu farklılıktan dolayı meydana geldiği düşünülmektedir.

Thompson ve Dummer (296) 40° kurvatür açısına ve 12 mm. kurvatür yarıçapına sahip 40 adet akrilik blokta Hero 642 eğeler ile yaptıkları çalışmada kanal transportasyonu yönünün kanal ağız genişliği dışındaki bölgelerde kök kanalının dış duvarına doğru oluştuğunu belirtmişlerdir. Ortalama kanal transportasyonunun ise 0.15 mm.'den daha az oluştuğu rapor edilmiştir.

Daha önce kanal şekillendirme yeteneklerinin incelendiği bir çalışmada; transportasyon yönünün paslanmaz çelik eğelerin sergiledikleri özellikle de eğe büyüklüğü arttıkça artan rijiditelerinden dolayı preparasyonun bitiş noktasında kanalın dış duvarına doğru, eğim bölgesinde ise kanalın iç duvarına doğru oluştuğu; NiTi eğelerin artmış esnekliğinden dolayı koronal bölgede ve eğimin başladığı bölgede eğimin dış kısmına doğru oluşabileceği bildirilmiştir (296).

Bu çalışmada şeffaf rezin blokların şekillendirilmesinde kullanılan eğeler motorla kullanılan beşinci nesil eğe sistemleridirler. Beşinci nesil eğe sistemlerinde kütle merkezi aynı zamanda dönme merkezidir ve bu sayede kanal içerisinde çalışırken orijinal kanal anatomisine sadık kalarak, eğe ile dentin arasındaki temas minimuma indirilerek eğenin kanalın merkezinde konumlanması gerçekleşir. Çalışmada kullandığımız eğelerin, kanal transportasyonu her seviye için tek tek değerlendirildiğinde HyFlex™ EDM eğelerin bir seviye (2. seviye) dışında bütün seviyelerde kök kanalının iç duvarında; One Shape® eğelerin 1,4,5 ve 6. bölgelerde kanalın iç duvarında, 2,3,7,8,9 ve 10. bölgelerde ise kanalın dış duvarında meydana geldiği görüldü. Her iki eğe sistemi de devamlı rotasyon hareketi ile çalışmaktadır. Saat dönüş yönünde devamlı rotasyon hareketi kanalın iç duvarında transportasyona neden olmaktadır. EDM eğeler CM-telinden üretilirken, One Shape® eğeler konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilmektedir. Tüm bu özellikler göz önüne alındığında muhtemelen One Shape® eğelerin metalürjik özelliklerinden dolayı koronal bölgede kanalın dış duvarında transportasyon oluşturduğu; her iki eğe sisteminin de devamlı rotasyon ile çalıştıklarından dolayı kanalın iç duvarında transportasyona neden oldukları düşünülmektedir.

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında, apikal foramenin yerinin ve orijinal kanal anatomisinin devam ettirilmesi için apikalden koronale ilerleyen konik bir

kanal formunun oluşturulması konusu oldukça önemlidir. Özellikle eğimli kök kanallarında kök kanal şekillendirmesi zorluklar içerir. Kanal eğelerinin merkezleme yeteneğini etkileyen yatay-kesit tasarımı, konisite ve uç tasarımı gibi faktörler bulunmaktadır (297).

Çeşitli çalışmalar NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelerden özellikle de kanalın apikal 1/3'lük kısmında daha az transportasyona neden oldukları ve daha iyi merkezleme yeteneğine sahip olduklarını göstermiştir (35, 284, 298).

Gambill ve ark. (284) NiTi el eğeleri ve paslanmaz çelik el eğelerinin şekillendirme yeteneklerini birbirine benzer ölçü ve şekilde 36 tek köklü dişte karşılaştırmışlar ve NiTi el eğelerinin paslanmaz çelik el eğelerinden daha iyi merkezde konumlandığını bildirmişlerdir. Merkezleme yeteneğini ölçmek için kanalların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülemesi mikrotomografi ile yapılmıştır. Merkezleme yeteneğinin hesaplanması için "merkezleme oranı= eğimin iç kısmı / eğimin dış kısmı" yada "merkezleme oranı = eğimin dış kısmı / eğimin iç kısmı" formülünü kullanmışlardır.

Bu tez çalışmasında da önceki çalışmalara benzer şekilde şeffaf blokların kanallarında şekillendirme yaptıktan sonra eğenin kanalın merkezinde konumlanıp konumlanmadığını hesaplamak için kanalın iç duvarından uzaklaştırılan madde miktarının, kanalın dış duvarından uzaklaştırılan madde miktarına oranı hesaplanmıştır.

Schafer ve Vlassis (153) ProTaper ve RaCe eğelerin akrilik rezin blokların şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmışlar. Çalışma sonucunda her iki eğenin de güvenle kullanılabileceğini ancak RaCe eğelerin ProTaper eğelere göre orijinal kanal kurvatürüne daha sadık kaldıkları bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak ProTaper eğelerin kesici yüzeyleri boyunca değişken konisite açalarına sahip olmaları gösterilmiştir. RaCe eğeler ise sabit konisite açısına sahiptir.

Jain ve ark. (262) 20°–40° arasında kanal kurvatür açısındaki 60 adet alt azı meziyobukkal kanallarında beşinci nesil One Shape®, ProTaper Next ve Revo-S eğelerin merkezleme yeteneklerini karşılaştırmıştır. Çalışmadan elde edilen

sonuçlara göre apikal 2 mm.lik bölge içerisinde Revo-S eğelerin daha az transportasyon oluşturduğu, daha iyi merkezleme yeteneği gösterdiği, One Shape® ve ProTaper Next eğelerin arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Beşinci nesil eğe sistemleri ile kanal şekillendirmesi yaparken eğe ve dentin arasındaki temasların minimuma indirildiği bildirilmiştir. Revo-S eğelerin tek bir kesici yüzeyi bulunduğu bu sebepten ötürü daha az agresif çalışma uyguladığı belirtilmiştir.

Agarwal ve ark. (262) 20°–35° arasında kurvatür açısında 60 adet çekilmiş doğal dişte; ProTaper, Wave One ve One Shape® eğelerle şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda ProTaper eğelerin daha fazla transportasyon, daha az merkezleme yeteneğine sahip olduğu; One Shape® ve Wave One eğeler arasında ise anlamlı bir fark bulunamamışlardır. Gruplar arasında çok ufak farklar olduğu ve tek eğe sistemlerinin ortalama transportasyon ve merkezleme değerlerinin ProTaper eğeler ile daha fazla transportasyon meydana gelmesinin azalmış esneklik, artmış uç sertliği ve progresif konisite tasarımına sahip olmalarından dolayı olabileceği bildirilmiştir.

Paque ve ark. (267) yaptıkları çalışmada kesici olmayan uç tasarımının eğenin kanalın merkezde konumlanmasını sağladığı ve kanal içerisinde kullanım esnasında minimal apikal basınç ile şekillendirilme yapılmasını sağladığı rapor edilmiştir.

Bu çalışmada şeffaf akrilik blokların kanallarında yapılan şekillendirme sonucunda çalışmada kullanılan eğeler arasında 3,8,9, ve 10. ölçüm noktaları dışında anlamlı bir fark bulunamamıştır. İstatistiksel olarak fark bulunan noktalarda HyFlex™ EDM eğelerin One Shape® eğelerden daha merkezde konumlandığı görülmüştür ($p < 0.05$, $p \leq 0.01$). Sonuçların bu şekilde çıkmasının sebebi muhtemelen; her iki eğenin de #25 tek bir büyüklükte üretilmeleri, her iki eğenin de kesici olmayan uç tasarımına sahip olmaları, her iki eğenin de değişken yatay kesit tasarımına sahip olmaları ve her iki eğe sisteminin de beşinci nesil eğe sistemi olmaları yani çalışma esnasında orijinal kanal anatomisini takip eden salınım hareketi ile çalışmaları ve her iki eğe sisteminin de devamlı rotasyon kinematiği ile kullanılmalarıdır. Aradaki ufak farkın sebebi ise muhtemelen aralarındaki konisite farkından kaynaklanmaktadır.

Ounsi ve ark. (272) yaptıkları çalışmada ProTaper Universal eğelerin 60 adet şeffaf rezin bloklardaki 1 (bir) kullanımdan 6 (altı) kullanıma kadar tekrarlayan klinik kullanımlarının şekillendirme yeteneğine etkileri araştırılmıştır. Kanal preparasyonlarının 3 (üç) kullanımdan itibaren kanal boşluğunun hacimsel olarak gittikçe daha küçüldüğü rapor edilmiştir.

Kök kanal sisteminin tek bir ege ile şekillendirilmesi; eğelerin değiştirilmesi için zaman kaybetme riskini ortadan kaldırmaktadır, eğelerin tekrar kullanımları sonucunda oluşacak döngüsel yorgunluk sonucu kırılmaları riski ortadan kaldırılmış olur ve sterilizasyon, dezenfeksiyon gereksinimi ortadan kaldırılarak çapraz kontaminasyon riski elimine edilmiş olur (299-301)

Yapılan çeşitli çalışmalarda, NiTi eğelerin tekrarlayan klinik kullanımlarının ege yüzeyleri üzerinde çukurlanma, çatlak, aşınma ve soyulma gibi yıpranma ve deformasyon işaretleri olduğu rapor edilmiştir (302).

Pruett ve ark. (162) kök kanallarının şekillendirilmesinde farklı hız değerleri uygulanmıştır ve eğelerin döngüsel yorgunluk sonucunda oluşan kırığı arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Yared ve ark. (171) yaptıkları çalışmada dönme hızının döngüsel yorgunluk direncinde önemli bir etkisi olduğu rapor edilmiştir.

Bu çalışmada her ege iki ayrı yapay kanalın şekillendirilmesinde kullanılmıştır. Kanalların şekillendirilmesi sırasında hiçbir egede kırılma meydana gelmemiştir. Çalışmada şekillendirilen kanal formları incelendiğinde eğeleri klinikte iki kere kullanmanın kanal boşluğunda hacimsel değişiklikler oluşturmadığı belirlendi. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında üretici tavsiyeleri doğrultusunda 400 rpm. dönme hızı ve 260 gcm tork değerleri kullanıldı. Çalışmada akrilik blokların kanallarının şekillendirilmesi sırasında ara basamaklarda serum fizyolojik ile irrigasyon yapılmış ve #15 K-tipi el egesi ile kanalların tıkalı olup olmadığı kontrol edilmiştir. Resin blokların şeffaf olması, yapılan işlemlerin gözle takip edilebilmesini sağlamış ve kanallardaki tıkanma olasılığı kontrol altına

alınabilmektedir. Şekillendirme sırasında eğelerin stoperları çalışma boyunca ayarlanmış ve bu sayede çalışma boyunun kontrolü sağlanmıştır.

Taramalı elektron mikroskobu, incelenecek malzeme hakkında yüksek çözünürlüklü 2B (iki boyutlu) şekiller oluşturmak için vakum ortamında oluşturulan ve materyal üzerine elektron demeti gönderilerek analiz yapma imkanı sunar. İncelenecek malzemenin topoğrafik, morfolojik, şekil, boyut, kristalografik özellikleri hakkında sahibi olma imkanı sağlar (190).

Pirani ve ark. (241) yeni ve kullanılmış HyFlex™ EDM ve HyFlex™CM eğelerin yüzey morfolojisi ve mikroyapısal karakteristikleri hakkında bilgi sahibi olmak amacıyla SEM görüntü analizi yapmışlardır. HyFlex™ EDM eğeleri CM-telinden üretilirken eğenin yüzeyinde elektrik boşaltımı yoluyla oluşturulan kıvılcıklar materyal yüzeyinin erimesine ve buharlaşmasına yol açar. Bu üretim süreci sonucunda eğe yüzeyleri üzerinde krater benzeri oluşumlar meydana gelir. Çalışmada kök kanal şekillendirilmesi sırasında herhangi bir eğe kırılmadığı, yeni ve kullanılmış eğeler arasında ufak miktarda değişiklikler meydana geldiği görülmüştür. Ayrıca çalışma sonucunda belirtilmiştir ki; düzensiz ve krater benzeri yüzey yapısı elektrik boşaltımı yoluyla üretilen materyallerin karakteristik yüzey yapısıdır ve konvansiyonel NiTi alaşımlarla karşılaştırıldıklarında büyük bir yenilik sunmaktadır.

Kim ve ark. (303) taşlanarak üretilen konvansiyonel NiTi eğeler ve burularak üretilen Twisted Files eğeler ile yaptıkları çalışmalarında, klinik kullanım sırasında NiTi eğelerin yüzeylerinde düzensizlikler meydana geldiğini ve bu yüzey bozukluklarının eğeleri yorgunluk sebebiyle kırılmaya karşı hassas hale getirdiğini rapor etmişlerdir.

NiTi eğeler klinikte kanal şekillendirilmesinde kullanılırken hem torsiyonel streslere hem de döngüsel streslere maruz kalırlar ve yapılan çalışmalarda bu faktörlerin eğe kırığı üzerindeki etkileri yapılan çalışmalarla araştırılmıştır (155, 240, 304) ve devamında yapılan bir çalışmada her iki faktörün birarada eğe kırığı üzerindeki etkileri aydınlatılmaya çalışılmıştır (176). Torsiyonel kırık; eğenin, kök kanalı içerisinde dönerken dentin duvarları arasında sıkışıp kalmasına rağmen

enododontik motorun etkisiyle dönmeye devam etmesi sonucunda oluşan aşırı yüklerin alaşımın elastik limitlerini aşması sonucunda gerçekleşir (305). Döngüsel kırık ise eğenin kök kanalı içerisinde serbestçe dönerken maksimum kurvatür noktasında tekrarlayan sıkışma ve gerilim stresleri sonucunda herhangi bir yorgunluk belirtisi göstermeksizin elastik limitleri aşması sonucunda gerçekleşir (234).

Häikel ve ark. (163) 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında paslanmaz çelik yapay kanallarda üç farklı NiTi eğenin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında kırık tiplerini incelemişlerdir. Araştırmacılar, sünek kırık ve gevrek kırık olmak üzere iki tipte kırık formasyonu bulunduğunu belirtmişlerdir. Sünek tipi kırık eğenin dış yüzeyinde oluşan gerilim streslerinin başlattığı kırık tipidir. Bu kırık neticesinde kırık yüzeyinde tek tipte bütün yüzeyi kaplayan krater benzeri mikroboşluklar gözlenir. Bir diğer kırık tipi gevrek kırıkta ise buna benzer bir yüzey yapısı gözlenmemektedir. Sünek kırıkta tek parça büyük bir deformasyon alanı gözlenirken, gevrek kırıkta pek çok parçalı küçük bir deformasyon alanı gözlenir. NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğu sonucunda oluşan kırık tipi sünek kırıktır.

Çapar ve ark. (306) 3 mm. kurvatür yarıçapına ve 60° kurvatür açısına sahip yapay kanallarda ProTaper Next, Revo-S, HyFlex™CM ve One Shape® eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini inceledikleri çalışmalarında eğelerin kırık yüzeylerini SEM ile incelemişler ve tüm ege gruplarında döngüsel yorgunluk kırığının özelliklerini kırık yüzeylerinde aynı şekilde görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Eggert ve ark. (190) yaptıkları çalışmada Lightspeed eğelerin üç kanalda şekillendirmesini yapmışlardır. Yeni ve 3x kullanılmış eğelerin uç kısımları; debris, yıpranma ve saçaklanma gibi yüzey değişiklikleri SEM ile incelenmiştir. Şekillendirme sırasında hiçbir eğenin kırılmadığı ve çalışmadan çıkan sonuçlara göre ege yüzeylerinde oluşan yıpranmaların klinik kullanım sayısı ile çok alakalı olmadığı bildirilmiştir.

Cheung ve Darwell (230) NiTi dönen eğelerin yorgunluk kırığı karakterlerini ve metalürjik özelliklerinin ege ömrüne etkilerini inceledikleri çalışmalarında,

eğelerin kırığının başlangıç noktalarının kesici yüzeyler ve radyal alanlar olduğunu belirtmişlerdir. Bu bölgelerin stres yoğunluk alanları olarak görev yaptıkları açıklanmıştır. Metal yorgunluğunun kırığının ege yüzeylerinden başladığı rapor edilmiştir.

Bu tez çalışmasında da yeni ve kullanılmış eğelerin kırık yüzeyleri, uç kısımları ve lateral yüzeyleri SEM ile incelendi. Her iki ege grubu için de; yeni ve kullanılmış eğelerin her ikisinde de döngüsel yorgunluk direncinin karakteristik yüzey yapısı krater benzeri mikroçukurlar, ezilmeler, bükülmeler görülebilmektedir. Ayrıca kırık bölgeleri incelendiğinde; yorgunluk çizgileri ve kesici yüzeyler boyunca kırık başlangıç çizgileri görülebildi. Yeni ve 5x şeffaf rezin blokların eğimli kanallarında şekillendirme yaparken kullanılmış eğelerin uç tasarımları incelendiğinde hem EDM eğelerin hem de One Shape® eğelerin her ikisinin de kesici olmayan uç tasarımına sahip oldukları görüldü. Eğelerin kesit tasarımları incelendiğinde EDM eğelerin dikdörtgen, One Shape® eğelerin konveks üçgen tasarımları gözlendi. Eğeler uzun aksları boyunca incelendiğinde HyFlex™ EDM eğelerin elektrik boşaltımıyla işleme yöntemi ile üretilen materyallerin karakteristiği olan krater benzeri yüzey yapısı rahatlıkla görülebildi; One Shape® eğeler konvansiyonel NiTi alaşımlardan klasik taşlama teknikleri ile üretildikleri için daha düz ve üniform bir yüzey yapısına sahip oldukları gözlendi. Beş kere klinik kullanımın ege yüzeyleri üzerinde bir yüzey defekti oluşturmadığı görüldü.

Taramalı elektron mikroskobuna bağlı olarak çalışan tahmini element analizi yapmaya yarayan X-ışını spektroskopisi (EDX) , X-ışınlarının emisyonu absorpsiyonu ve difraksiyonuna dayanan analiz yöntemidir. Eğelerin element oranları bu analiz ile ortaya çıkarılmaktadır.

Pirani ve ark. (241) yaptıkları çalışmada yeni ve kullanılmış HyFlex™ EDM eğeler ile HyFlex™CM eğelerin yüzey özellikleri, metalürjik analizi ve döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmışlardır. Kullanılmış eğeler aşırı eğimli çekilmiş azı dişlerinde kullanıldı. Yeni ve kullanılmış eğelerin yüzey ve mikroyapısal karakterleri ESEM ve EDX kullanılarak karşılaştırıldı. Çalışmada eğelerin mikroyapısal karakterinin

homojen özellikte olduğu ve CM-telinden üretilen her iki ege grubunun da EDX analizinde eşatomik kompozisyona yakın bir oranda bulunduğu belirtilmiştir.

Matheus ve ark. (307) yaptıkları çalışmalarında iki farklı NiTi alaşımın karbon içeriklerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Alaşımların kimyasal mikroyapısal analizleri EDX ve optik mikroskop ile incelenmiştir. VIM 1 ve VIM 2 olarak adlandırdıkları NiTi alaşımları üç farklı kurvatür yarıçapında, 250 ve 455 rpm. dönme hızlarında test etmişlerdir. VIM 1 alaşımın 0.188 wt% karbon içerdiği, VIM 2 alaşımın 0.050 wt% karbon içerdiği belirtilmiştir. Çalışmanın sonucunda alaşımların üç farklı kurvatürde kırılana kadar yapmış oldukları ortalama tur sayılarının VIM 1 alaşımında 29 441, VIM 2 alaşımında 12 895 tur olduğu ve yüksek karbon içeriğinin alaşımın döngüsel yorgunluk direncini azalttığı rapor edilmiştir.

Bu çalışmada yeni ve şeffaf akrilik blokların kanallarında 5x kullanılmış HyFlex™ EDM ve One Shape® eğerin mikroyapısal analizi EDX analizi ile incelendi. EDX verileri ile alaşımların içerisindeki Ni ve Ti oranları ile birlikte C oranları da ortaya çıkarılmıştır. Bu sayede alaşımların yüzeyindeki karbon oranları karşılaştırılarak eğerin yüzeylerinde meydana gelebilecek değişimler ile döngüsel yorgunluk dirençleri hakkında bilgi sahibi olunmaya çalışılmıştır. EDX analizinde çıkan sonuçlara bakıldığında iki ege grubunun da eşatomik kompozisyonda oldukları görüldü. Karbon oranları incelendiğinde One Shape® eğerin EDM eğerden daha yüksek karbon oranı içerdiği, ayrıca yeni eğerler ve 5x kullanılmış eğerler incelendiğinde 5x kullanılmış eğerin daha yüksek karbon oranı içerdiği görüldü. EDX analizinden çıkan sonuçlara bakacak olursak HyFlex™ EDM eğerler ile One Shape® eğerler arasındaki döngüsel yorgunluk dirençleri arasındaki farkın muhtemelen alaşımların içeriğindeki karbon oranı ile alakalı olabileceği düşünülmektedir.

Motorla kullanılan NiTi eğerin klinik kullanımları, eğerin yüzeylerinde aşınma, yıpranma gibi yüzeysel defektlere ve ardından yüzey çatlakları ve kırıklara neden olmaktadır (52, 190).

SEM analizi ile NiTi eğelerin yıpranmaları ve morfolojik karakterleri hızlı inceleme ve iyi belgeleme yapmaya imkan veren bir metottur (190). SEM analizi 2B (iki boyutlu) fotoğrafik görüntü sunar ve eğenin topoğrafik karakteri hakkında sayısal veri vermez (308). Buna karşın AFM analizi NiTi eğelerin topoğrafik karakteri hakkında bilgisayar ekranı üzerinde gerçek zamanlı 3B (üç boyutlu) yüzeyler gösterir ve yüzey analizi yapabilmek için kaydedilen bütün verileri inceleme fırsatı sağlar (309). AFM analizi, SEM analizi ile edinilen bilgilerin üzerine ilave avantajlar sağlar. SEM analizi için iletken olmayan numunelerin iletken bir malzeme ile kaplanması zorunluluğu ve analizlerin yüksek vakum ortamında gerçekleştirilmesi gerekmektedir. AFM analizi ise hava, su ve vakum gibi çeşitli ortamlarda herhangi bir kaplama zorunluluğu gerektirmemektedir ve bu durum daha etkili bir yüzey analizi imkanı sağlamaktadır (310).

Bu çalışmada yüzeylerin topoğrafik özelliklerinin analizi için kullanılan parametreler karekök ortalaması (RMS) ve ortalama pürüzlülük (Ra) değerleri kullanıldı. Bu parametreler dikey yüzey topoğrafisinde meydana gelen değişiklikleri göstermektedir ve incelenecek eğe yüzeylerinde bu değerlerdeki artma veya azalmalar bozulmalar meydana geldiğini göstermektedir. Daha önce yapılan çalışmalarda da yüzey değişiklikleri RMS ve Ra değerleri incelenerek karşılaştırılmıştır (168, 211).

NiTi eğelerin topoğrafik özelliklerinin AFM analizi ile incelendiği çalışmalarda, eğelerin uç kısımlarında 2-3 mm.'lik kısımları boyunca 5,10,15 farklı alanın tarandığı belirtilmiştir. Taranan alanların 1 μm x 1 μm , 5 μm x 5 μm , 15 μm x 15 μm büyüklüğünde olduğu bildirilmiştir (168, 211, 309, 311). Bu tez çalışmasında da yapılan çalışmalara benzer olarak eğelerin uç 3 mm.'lik kısımlarında 7 farklı noktada 2 μm x 2 μm alanında taramalar yapıldı. Çalışmada incelenen noktalardan alınan veriler istatistiksel değerlendirme yapmaya imkan tanımıştır.

Kim ve ark. (303) dört farklı NiTi eğenin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında klinik kullanım sayısının eğelerin yüzeylerinde yapısal bozukluklar oluşmasına ve bütünlüğün bozulmasının eğelerin kırılmaya karşı hassas

hale gelmesine sebep olduğu bildirilmiştir. Çalışma sonucunda kullanılmış eğelerin yüzeylerinde bozulmalar ve deformasyonlar gözlemlenmiştir.

Aydın ve ark. (234) yeni ve kullanılmış Mtwo NiTi eğelerin 5 mm. ve 10 mm. kurvatür yarıçapında döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında klinik kullanım sayısı arttıkça eğelerin yorgunluk sebebiyle kırılana kadar geçen tur sayılarının azaldığı rapor edilmiştir. Eğelerin yüzeyleri SEM ile incelendiğinde yüzey bozuklukları gözlenmiştir.

Uzun ve Yalpi (311) yaptıkları çalışmada yeni ve şeffaf rezin blokların kanallarında kullanılmış ProTaper, Reciproc ve Wave One eğelerin yüzey topoğrafilerinde meydana gelen değişiklikleri preoperatif ve postoperatif olarak AFM ile incelemişlerdir. Preoperatif ve postoperatif aynı noktalar 1 µm x 1 µm ve 5 µm x 5 µm iki farklı alan taranmış ve elde edilen RMS ve Ra değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda eğelerin hem preoperatif hem postoperatif incelemesinde yüzeylerinde topoğrafik düzensizlikler gösterdiği ve AFM sonuçlarının hem taranan alana hem de klinik kullanıma bağlı olarak farklı çıktığı belirtilmiştir.

Aydın ve ark. yaptıkları çalışmada yeni ve klinikte 5 (beş) kere kullanılmış ProTaper eğelerin yüzey topoğrafisini AFM ile incelemişlerdir. Araştırmacılar eğeleri her kullanım sonrasında 134°C'de 18 dk. boyunca otoklav ile steril etmişlerdir. Eğelerin uçtan 3 mm.'lik kısımları 11 noktadan ölçüm yapılarak taranmıştır. Eğelerin RMS değerleri karşılaştırıldığında daha yüksek skorların daha düzensiz yüzey yapısı anlamına geldiği belirtilmiştir. Çalışma sonucunda 5x kullanılmış eğelerin yeni eğelerden daha yüksek RMS değerlerine sahip olduğu yani eğelerin kullanıldıkça yüzeylerinde aşınma ve düzensizlikler meydana geldiği rapor edilmiştir.

Pirani ve ark. (206) yaptıkları çalışmada M-telinden üretilmiş Wave One ve Reciproc eğelerin tekrarlayan klinik kullanımlarının yüzey topoğrafisi üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için klinikte 1 (bir) kez kullanılmış, 2 (iki) kez kullanılmış ve 3 (üç) kez kullanılmış eğeleri AFM ile incelemişlerdir. Eğelerin uç kısımdan 4 mm.lik uzunlukları boyunca 4 farklı noktadan 1 µm x 1 µm alanında tarama yapılmış ve RMS değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda Wave One eğelerde Reciproc

eğelerden daha fazla yüzey değişimi meydana geldiği, klinik kullanım sayısı bakımından değerlendirildiğinde her iki ege grubunda da tüm tekrar kullanılmış eğerlerde çok sınırlı yüzey defekti gözleendiğini bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda eğerlerin klinik kullanım sayılarının muhtemelen ege yüzeylerinde değişiklik oluşturmak için yetersiz olduğunu rapor etmişlerdir.

Valois ve ark. (168) yaptıkları çalışmada; 1, 5 ve 10 tur otoklav ile sterilizasyon siklusuna sokulmuş GT ve ProFile eğerlerin yüzey topoğrafilerinde meydana gelen değişimi AFM ile incelemişlerdir. Eğerler 121°C, 15 psi ve 15 dk. süre ile steril edilmişlerdir ve apikal uç kısımdan 6 mm. boyunca, 15 farklı noktadan 20 µm x 20 µm tarama alanında veriler alınmıştır. Bu çalışmada otoklav siklusu sayısı arttıkça NiTi eğerlerin yüzeylerinde oluşan düzensizlikler ve derinliklerin arttığı belirtilmiştir. Buna ilave olarak ayrıca klinik kullanım esnasında oluşan stres ve dezenfektan solüsyonların kimyasal etkisinin eğerlerin yüzey yapısı üzerinde olumsuz etkisi olduğu rapor edilmiştir.

Bu çalışmada yeni, şeffaf rezin blokların kanallarında 5 (beş) kez şekillendirmede kullanılmış ve 5 kez sterilizasyon siklusuna sokulmuş HyFlex™ EDM ve One Shape® eğerlerin yüzeylerinde oluşan değişiklikler AFM ile incelendi. Daha önce yapılan çalışmalara benzer şekilde eğerlerin uç kısmından 3 mm.lik kısım boyunca 7 farklı noktadan 2 µm x 2 µm alanındaki bölgede tarama yapıldı. Sterilizasyon döngüsüne sokulmuş eğerler daha önce yapılan çalışmalara benzer şekilde 134°C'de 15 dk. boyunca 5 kere steril edildi. Çalışmada incelenen alanlardaki RMS ve Ra değerleri incelendiğinde her iki ege grubunda da değişiklik meydana gelmiştir. Her iki ege grubunda da RMS ve Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara bakıldığında tüm alanlarda yüzey bozukluğu ve deformasyon meydana geldiği söylenebilir. Yani hem sterilizasyon döngüsünün hem de klinik kullanım sayılarının eğerlerin yüzey topoğrafisinde değişiklik meydana getirdiği düşünülmektedir. Literatürde bu çalışmada karşılaştırılan eğerlerin yüzey özelliklerinin AFM ile incelenerek değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

6 SONUÇLAR

Bu çalışmadan elde edilen veriler değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır.

- 1) Kanal kurvatür yarıçapı arttıkça her iki ege grubunun da döngüsel yorgunluk direnci artmıştır ve eğerlerin kullanım ömrü uzamıştır. Hem yeni hem de 5x kullanılmış eğerlerin kırılana kadar gerçekleştirdikleri dönme sayısı ve dönme süreleri 10 mm. kurvatür yarıçapında, 5 mm. kurvatür yarıçapından daha yüksektir.
- 2) Aynı kanal kurvatür yarıçapında yeni eğerlerin döngüsel yorgunluk dirençleri değerlendirildiğinde, hem 5 mm. hem de 10 mm. kurvatür yarıçapında HyFlex™ EDM eğerler One Shape® eğerlerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.
- 3) Aynı kanal kurvatür yarıçapında 5x kullanılmış eğerlerin döngüsel yorgunluk dirençleri değerlendirildiğinde, hem 5 mm. hem de 10 mm. kurvatür yarıçapında HyFlex™ EDM eğerler One Shape® eğerlerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.
- 4) Aynı kanal kurvatür yarıçapında eğerlerin klinik kullanım sayıları değerlendirildiğinde; klinik kullanım sayılarının hem HyFlex™ EDM hem de One Shape® eğerlerin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde çok etkili olmadığı sonucuna varılmıştır.
- 5) Her iki ege sistemi de, kök kanalının iç ve dış duvarlarından birbirine yakın miktarda madde uzaklaştırmışlardır. HyFlex™ EDM eğerler One Shape® eğerlerden hem kanalın iç duvarında hem de dış duvarında daha fazla miktarda madde uzaklaştırmıştır.

- 6) One Shape® eğeler, HyFlex™ EDM eğelerden daha fazla noktada kanal transportasyonuna neden olmuştur. Kanal transportasyon yonü değerlendirildiğinde; HyFlex™ EDM eğeler kık kanalının iç duvarına doğru, One Shape® eğeler kık kanalının dış duvarına doğru transportasyona neden olmuştur.
- 7) Eğe sistemlerinin merkezleme yetenekleri değerlendirildiğinde; One Shape® eğeler ile HyFlex™ EDM eğeler birbirlerine yakın sonuç göstermektedir. Dört noktada eğeler arasında fark bulunmuştur ve bu noktalarda HyFlex™ EDM eğeler daha merkezde konumlanmaktadır. HyFlex™ EDM eğe sisteminin orijinal kanal şeklini takip etme açısından daha gúvenilir olduğu sonucuna varılmıştır.
- 8) Tým eğeler üretici tavsiyelerine uyularak kullanılmış olup kanal şekillendirilmesi sırasında hiğbir grupta eđe kırığı meydana gelmediğinden, her iki sistemin de kanal iğerisinde gúvenilir şekilde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.
- 9) AFM ile elde edilen veriler değerlendirildiğinde tüm alanlarda yúzey bozukluğu meydana gelmiştir. One Shape® eğelerin HyFlex™ EDM eğelerden daha düz bir yúzey topoğrafisine sahip olduğu görúlmüřtür. Birden fazla alanın incelenmesinin elde edilen bulgu ve sonuçlar üzerinde etkili olduğu sonucuna varılmıştır.
- 10) SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; her iki eğe sisteminde de kırık parçalar üzerinde döngüsel yorgunluğu karakteristik görüntüleri gözlenmiştir. EDX verileri incelendiğinde klinik kullanım eğe yüzeylerinde fiziksel bozulmaya yol ağmaktadır, kimyasal mikroyapıda herhangi bir değişiklik görúlmemektedir.
Sonuçlar değerlendirildiğinde tekrarlayan klinik kullanımların ve kurvatür yarıçapının eğelerin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde etkili olduğu görúlmektedir.

KAYNAKLAR

1. Rhodes, J. S., *Preparation of The Root Canal System*, in *Harty's Endodontics in Clinical Practice*, B.S. Chong, Editor, Elsevier Philadelphia , St. Louis, s. 97-107, 2010.
2. Hülsmann, M., Peters, O. A., Dummer, P. M. H. , *Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means*, Endodontic Topics, **10**(1), s. 30-76, 2005.
3. Schilder, H., *Cleaning and shaping the root canal*, Dent Clin North Am, **18**(2), s. 269-296, 1974.
4. Schäfer, E., Tepel, J., Hoppe, W., *Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals*, J Endod, **21**(10), s. 493-497, 1995.
5. Thompson, S. A., Dummer, P. M., *Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1*, Int Endod J, **30**(1), s. 1-7, 1997.
6. Reddy, S. A., Hicks, M. L., *Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques*, J Endod, **24**(3), s. 180-183, 1998.
7. Kuhn, W. G., et al., *Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation*, J Endod, **23**(12), s. 735-738, 1997.
8. Altundaşar E. , S. A., Tarhan S. Ç., *Diş Hekiminin El Kitabı (çev)*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık. İstanbul, 84. 2007.
9. Schilder, H., *Filling root canals in three dimensions. 1967*, J Endod, **32**(4), s. 281-290, 2006.
10. Şen, B. H., *Endodontide Problemler- Etiyoloji, Tanı ve Tedavi (çev)*. Quintessence Yayıncılık, 546. 2014.
11. Meyer, G., Hülsmann, M., [*Preparation of root canals*], Zahnartzl Mitt, **81**(9), s. 864-870, 1991.
12. Pashley, D. H., Depew, D. D., *Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage*, Oper Dent, **11**(3), s. 95-102, 1986.
13. Rubin, L. M., et al., *The effect of instrumentation and flushing of freshly extracted teeth in endodontic therapy: a scanning electron microscope study*, J Endod, **5**(11), s. 328-335, 1979.
14. Çalışkan, M. K., *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. İstanbul, 831. 2006.
15. Miserendino, L. J., et al., *Cutting efficiency of endodontic instruments. Part 1: a quantitative comparison of the tip and fluted regions*, J Endod, **11**(10), s. 435-441, 1985.
16. Miserendino, L. J., et al., *Cutting efficiency of endodontic hand instruments. Part 4. Comparison of hybrid and traditional instrument designs*, J Endod, **14**(9), s. 451-454, 1988.

17. Tepel, J., Schäfer, E., Hoppe, W., *Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency*, J Endod, **21**(8), s. 418-421, 1995.
18. Tepel, J., Schäfer, E., Hoppe, W., *Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture*, J Endod, **23**(3), s. 141-145, 1997.
19. Ketterl, W., [Root canal treatment. Cross-sectional measurements and other methods], Zahnarztbl Baden Wurttemb, **12**(11), s. 349-350, 352, 1984.
20. Cohen S., H. K. M., *Pathways of the Pulp*. 10th edition ed. St. Louis: Mosby. St. Louis, 1079. 2011.
21. Kazemi, R. B., Stenman, E., Spångberg, L. S., *The endodontic file is a disposable instrument*, J Endod, **21**(9), s. 451-455, 1995.
22. Chong, B. S., *Basic Instrumentation in Endodontics*, in *Harty's Endodontics in Clinical Practice*, B.S. Chong, Editor, Elsevier, Philadelphia , St. Louis, s. 71-86, 2010.
23. M. Baumann , R. B., *Endodontology*. New York: Thieme Stuttgart. New York, 424. 2010.
24. Miserendino, L. J., Miserendino, C. A., *Preliminary investigations of the cutting ability and the dimensional properties of the tips of root canal instruments*, Ill Dent J, **54**(4), s. 216-219, 1985.
25. Haikel, Y., Gasser, P., Allemann, C., *Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files*, J Endod, **17**(5), s. 217-220, 1991.
26. Roane, J. B., Sabala, C. L., Duncanson, M. G., *The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals*, J Endod, **11**(5), s. 203-211, 1985.
27. al-Omari, M. A., Dummer, P. M., Newcombe, R. G., *Comparison of six files to prepare simulated root canals. 1*, Int Endod J, **25**(2), s. 57-66, 1992.
28. al-Omari, M. A., et al., *Comparison of six files to prepare simulated root canals. 2*, Int Endod J, **25**(2), s. 67-81, 1992.
29. Piasecki, L., et al., *Mechanical resistance of carbon and stainless steel hand instruments used in a reciprocating handpiece*, Ann Stomatol (Roma), **4**(3-4), s. 259-262, 2013.
30. Madarati, A. A., Watts, D. C., Qualtrough, A. J. E., *Factors contributing to the separation of endodontic files*, Br Dent J, **204**(5), s. 241-245, 2008.
31. Neal, R. G., Craig, R. G., Powers, J. M., *Effect of sterilization and irrigants on the cutting ability of stainless steel files*, J Endod, **9**(3), s. 93-96, 1983.
32. Vaudt, J., et al., *Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments*, Int Endod J, **42**(1), s. 22-33, 2009.
33. Neal, R. G., Craig, R. G., Powers, J. M., *Cutting ability of K type endodontic files*, J Endod, **9**(2), s. 52-57, 1983.
34. Dearing, G. J., Kazemi, R. B., Stevens, R. H., *An objective evaluation comparing the physical properties of two brands of stainless steel endodontic hand files*, J Endod, **31**(11), s. 827-830, 2005.

35. Hülsmann, M., Schade, M., Schäfers, F., *A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments*, Int Endod J, **34**(7), s. 538-546, 2001.
36. Yin, L.-y., et al., *[Experimental study of preparing curved root canals with different instrument]*, Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, **26**(6), s. 660-663, 2008.
37. Briseño, B., Sonnabend, E., Detzer, F., *[Effect of different hand instruments on the shape of the root canal]*, Dtsch Zahnarztl Z, **44**(6), s. 446-448, 1989.
38. Schroeder, K. P., Walton, R. E., Rivera, E. M., *Straight line access and coronal flaring: effect on canal length*, J Endod, **28**(6), s. 474-476, 2002.
39. Briseño, B. M., Sonnabend, E., *The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study*, Int Endod J, **24**(1), s. 15-23, 1991.
40. Beun, S., Bogaerts, P., Van Nieuwenhuysen, J. P., *[Manual or rotary root canal preparation? Nickel-titanium or stainless steel? Review of the literature]*, Rev Belge Med Dent (1984), **60**(2), s. 81-91, 2005.
41. W. J. Buehler , J. V. G., R. C. Wiley, *Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi*, J Appl Phys, **34**, s. 1475-1477, 1963.
42. W. J. Buehler , W. F. E., *A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering*, Ocean Eng, **1**, s. 105-120, 1968.
43. W. J. Buehler , C. W. B., *55-Nitinol unique wire alloy with memory*, Wire J, **2**, s. 41-49, 1969.
44. Thompson, S. A., *An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry*, Int Endod J, **33**(4), s. 297-310, 2000.
45. John A. Shaw , K. S., *Thermomechanical aspects of NiTi*, Journal of the Mechanics and Physics of Solids, **43**(8), s. 1243-1281, 1995.
46. Wever, D. J., et al., *Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy*, Biomaterials, **19**(7-9), s. 761-769, 1998.
47. Mantovani, D., *Shape memory alloys: Properties and biomedical applications*, JOM, **52**(10), s. 36-44, 2000.
48. J. G. Boyd , D. C. L., *A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. Part 1. The monolithic shape memory alloy*, Int J Plas, **12**(6), s. 805-842, 1996.
49. D. A. Porter , E. K. A., *Phase Transformations in Metals and Alloys*. 2nd ed ed. London: Chapman & Hall. London, 353. 1992.
50. Alapati, S. B., et al., *Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments*, J Endod, **35**(11), s. 1589-1593, 2009.
51. Alapati, S. B., et al., *Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments*, Dent Mater, **25**(10), s. 1221-1229, 2009.
52. Alapati, S. B., et al., *Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files*, J Endod, **29**(10), s. 667-669, 2003.

53. Alapati, S. B., et al., *Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **30**(5), s. 339-341, 2004.
54. Brantley, W. A., et al., *Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use*, J Endod, **28**(11), s. 774-778, 2002.
55. Brantley, W. A., et al., *Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments*, J Endod, **28**(8), s. 567-572, 2002.
56. Geraldine Tan , Y. L., *Comparative study of deformation-induced martensite stabilisation via martensite reorientation and stress-induced martensitic transformation in NiTi*, Intermetallics, **12**(4), s. 373-381, 2004.
57. Zhou, H.-M., et al., *Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments*, J Endod, **38**(11), s. 1535-1540, 2012.
58. T. W. Duerig , K. N. M., D Stöckel , C M Wayman, *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. London: Butterworth-Heinemann. London, 512. 2013.
59. Brantley, W. A., et al., *Bending deformation studies of orthodontic wires*, J Dent Res, **57**(4), s. 609-615, 1978.
60. Civjan, S., Huget, E. F., DeSimon, L. B., *Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys*, J Dent Res, **54**(1), s. 89-96, 1975.
61. Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., Tulus, G., *Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study*, J Endod, **30**(6), s. 432-435, 2004.
62. Walia, H. M., Brantley, W. A., Gerstein, H., *An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files*, J Endod, **14**(7), s. 346-351, 1988.
63. Tripi, T. R., Bonaccorso, A., Condorelli, G. G., *Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **102**(4), s. e106-114, 2006.
64. Baumann, M. A., *Nickel-titanium: options and challenges*, Dent Clin North Am, **48**(1), s. 55-67, 2004.
65. Waplinton, M., McRobert, A. S., *Shaping the root canal system*, Br Dent J, **216**(6), s. 293-297, 2014.
66. Jamleh, A., et al., *Nano-indentation testing of new and fractured nickel-titanium endodontic instruments*, Int Endod J, **45**(5), s. 462-468, 2012.
67. Bishop, K., Dummer, P. M., *A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals*, Int Endod J, **30**(1), s. 25-34, 1997.
68. Cheung, G. S. P., Liu, C. S. Y., *A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques*, J Endod, **35**(7), s. 938-943, 2009.
69. Schäfer, E., Tepel, J., *Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion*, Int Endod J, **29**(5), s. 302-308, 1996.

70. Schäfer, E., Tepel, J., *Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture*, J Endod, **27**(4), s. 299-303, 2001.
71. Tepel, J., *Biegeverhalten von Wurzelkanalinstrumenten*, Dtsch Zahnärztl **50**, s. 146-149, 1995.
72. Bahia, M. G. A., et al., *Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments*, Int Endod J, **38**(11), s. 795-801, 2005.
73. Rangel, S., et al., *Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals*, J Endod, **31**(6), s. 460-463, 2005.
74. Filip, P., *Titanium-nickel shape memory alloys in medical applications*, in *Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications*, P.T. D. M. Brunette , M. Textor , P. Thomsen, Editor, Springer, Berlin, s. 53-86, 2001.
75. Alapati, S. B., et al., *SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use*, J Endod, **31**(1), s. 40-43, 2005.
76. Parashos, P., Messer, H. H., *Rotary NiTi instrument fracture and its consequences*, J Endod, **32**(11), s. 1031-1043, 2006.
77. Lopes, H. P., et al., *Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments*, J Endod, **42**(6), s. 965-968, 2016.
78. Maleki-Ghaleh, H., et al., *Effect of surface modification by nitrogen ion implantation on the electrochemical and cellular behaviors of super-elastic NiTi shape memory alloy*, J Mater Sci Mater Med, **25**(12), s. 2605-2617, 2014.
79. Praisarnti, C., Chang, J. W. W., Cheung, G. S. P., *Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite*, J Endod, **36**(8), s. 1354-1357, 2010.
80. Shabalovskaya, S., Anderegg, J., Van Humbeeck, J., *Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications*, Acta Biomater, **4**(3), s. 447-467, 2008.
81. Rapisarda, E., et al., *Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation*, J Endod, **27**(9), s. 588-592, 2001.
82. Lee, D. H., et al., *Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy*, J Endod, **22**(10), s. 543-546, 1996.
83. Condorelli, G. G., et al., *Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications*, Int Endod J, **43**(10), s. 866-873, 2010.
84. Anderson, M. E., Price, J. W. H., Parashos, P., *Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments*, J Endod, **33**(10), s. 1212-1216, 2007.
85. Pirani, C., et al., *Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **37**(7), s. 1013-1016, 2011.

86. Glickman, G. N., Koch, K. A., *21st-century endodontics*, J Am Dent Assoc, **131 Suppl**, s. 39S-46S, 2000.
87. Koch, K. A., Brave, D. G., *Real World Endo Sequence File*, Dent Clin North Am, **48(1)**, s. 159-182, 2004.
88. Koch, K., Brave, D., *The future of endodontics*, Dent Today, **27(4)**, s. 80, 82, 84, 2008.
89. Glickman, G. N., *Nickel titanium rotary instruments for root canal preparation: are we there yet?*, Alpha Omegan, **90(4)**, s. 29-38, 1997.
90. Z. Metzger, B. B., Goodis H. E., *Materials and Devices*, in *Pathways of the Pulp*, K.M.H. S. Cohen Editor, Mosby, St. Louis, s. 223-282, 2011.
91. El Batouty, K. M., Elmallah, W. E., *Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **37(9)**, s. 1290-1292, 2011.
92. Iqbal, M. K., et al., *Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments*, Int Endod J, **37(6)**, s. 359-364, 2004.
93. Buchanan, L. S., *The art of endodontics: files of greater taper*, Dent Today, **15(2)**, s. 42, 44-46, 48-49 passim, 1996.
94. Buchanan, L. S., *The files of greater taper: report from the trenches*, Dent Today, **16(9)**, s. 92, 94-97, 1997.
95. Kim, H.-C., et al., *Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture*, J Endod, **36(7)**, s. 1195-1199, 2010.
96. Plotino, G., et al., *Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **109(1)**, s. e60-66, 2010.
97. Cecchin, D., et al., *Cutting efficiency of four different rotary nickel: Titanium instruments*, J Conserv Dent, **14(2)**, s. 117-119, 2011.
98. Peixoto, I. F. d. C., et al., *Constant Insertion Rate Methodology for Measuring Torque and Apical Force in 3 Nickel-Titanium Instruments with Different Cross-sectional Designs*, J Endod, **41(9)**, s. 1540-1544, 2015.
99. Xu, X., et al., *Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections*, J Endod, **32(4)**, s. 372-375, 2006.
100. Zhang, E. W., Cheung, G. S. P., Zheng, Y. F., *A mathematical model for describing the mechanical behaviour of root canal instruments*, Int Endod J, **44(1)**, s. 72-76, 2011.
101. Kim, T. O., et al., *Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis*, Int Endod J, **42(1)**, s. 14-21, 2009.
102. Tsao, C. C., et al., *Study on bending behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments by analytical and numerical analyses*, Int Endod J, **46(4)**, s. 379-388, 2013.
103. Buchanan, L. S., *FOCUS ON: Endodontics*, Dent Today, **34(12)**, s. 14, 2015.
104. Taşçı, S. K., *Endodonti*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık. İstanbul, 752. 2014.

105. Figdor, D., Brundin, M., *Contamination Controls for Analysis of Root Canal Samples by Molecular Methods: An Overlooked and Unsolved Problem*, J Endod, 2016.
106. Srinivasan, R., Ravishanker, P., *Management of middle mesial canal under dental operating microscope*, Med J Armed Forces India, **71**(Suppl 2), s. S502-505, 2015.
107. Silva, E. J. N. L., et al., *Influence of Apical Preparation Size and Working Length on Debris Extrusion*, Braz Dent J, **27**(1), s. 28-31, 2016.
108. Usman, N., Baumgartner, J. C., Marshall, J. G., *Influence of instrument size on root canal debridement*, J Endod, **30**(2), s. 110-112, 2004.
109. Bruellmann, D., Sander, S., Schmidtman, I., *The design of an fast Fourier filter for enhancing diagnostically relevant structures - endodontic files*, Comput Biol Med, **72**, s. 212-217, 2016.
110. Kostic, E., et al., *Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments*, Int Endod J, **44**(10), s. 917-925, 2011.
111. Kessler, J. R., Peters, D. D., Lorton, L., *Comparison of the relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumentation techniques*, J Endod, **9**(10), s. 439-447, 1983.
112. Lim, K. C., Webber, J., *The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal*, Int Endod J, **18**(4), s. 233-239, 1985.
113. Bone, J., Moule, A. J., *The nature of curvature of palatal canals in maxillary molar teeth*, Int Endod J, **19**(4), s. 178-186, 1986.
114. Nagy, C. D., Szabó, J., Szabó, J., *A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth*, J Endod, **21**(11), s. 557-560, 1995.
115. Schneider, S. W., *A comparison of canal preparations in straight and curved root canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol **32**(2), s. 271-275, 1971.
116. Sonntag, D., Stachniss-Carp, S., Stachniss, V., *Determination of root canal curvatures before and after canal preparation (part 1): a literature review*, Aust Endod J, **31**(3), s. 89-93, 2005.
117. Sonntag, D., et al., *Determination of root canal curvatures before and after canal preparation (part II): A method based on numeric calculus*, Aust Endod J, **32**(1), s. 16-25, 2006.
118. Saunders, E. M., Saunders, W. P., *The challenge of preparing the curved root canal*, Dent Update, **24**(6), s. 241-244, 246-247, 1997.
119. Lars Bergmans , P. L., *Root canal instrumentation*, in *Textbook of Endodontology*, P.H.-B. Gunnar Bergenholtz , Claes Reit, Editor, Wiley-Blackwell, s. 169-190, 2010.
120. Alaçam, T., *Endodonti*. 2nd ed ed. Ankara: Mimtaş Yayıncılık. Ankara, 1400. 2012.
121. Ove A. Peters , C. I. P., *Cleaning and Shaping of the Root Canal System*, in *Pathways of the Pulp*, K.M.H. S. Cohen Editor, Mosby, St. Louis, s. 283-349, 2011.

122. INGLE, J. I., *A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, **14**, s. 83-91, 1961.
123. Clem, W. H., *Endodontics: the adolescent patient*, Dent Clin North Am, **13**(2), s. 482-493, 1969.
124. Backman, C. A., Oswald, R. J., Pitts, D. L., *A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques*, J Endod, **18**(1), s. 19-24, 1992.
125. Goerig, A. C., Michelich, R. J., Schultz, H. H., *Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique*, J Endod, **8**(12), s. 550-554, 1982.
126. Morgan, L. F., Montgomery, S., *An evaluation of the crown-down pressureless technique*, J Endod, **10**(10), s. 491-498, 1984.
127. Fava, L. R., *The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation*, J Endod, **9**(2), s. 76-80, 1983.
128. Wildey, W. L., Senia, E. S., *A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, **67**(2), s. 198-207, 1989.
129. Abou-Rass, M., Frank, A. L., Glick, D. H., *The anticurvature filing method to prepare the curved root canal*, J Am Dent Assoc, **101**(5), s. 792-794, 1980.
130. Cruz, A., et al., *Debris remaining in the apical third of root canals after chemomechanical preparation by using sodium hypochlorite and glyde: an in vivo study*, J Endod, **40**(9), s. 1419-1423, 2014.
131. Arens, F. C., et al., *Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments*, J Endod, **29**(10), s. 664-666, 2003.
132. Peters, O. A., Barbakow, F., Peters, C. I., *An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques*, Int Endod J, **37**(12), s. 849-859, 2004.
133. Bonaccorso, A., et al., *Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite*, J Endod, **34**(11), s. 1391-1395, 2008.
134. Lopes, H. P., et al., *Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase*, J Endod, **39**(4), s. 516-520, 2013.
135. Bhagabati, N., Yadav, S., Talwar, S., *An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **38**(4), s. 515-518, 2012.
136. Pedullà, E., et al., *Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments*, Int Endod J, **48**(11), s. 1043-1050, 2015.
137. Yared, G., *Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations*, Int Endod J, **41**(4), s. 339-344, 2008.
138. Higuera, O., et al., *Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals*, J Endod, **41**(6), s. 913-915, 2015.
139. Metzger, Z., *The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update*, J Conserv Dent, **17**(5), s. 401-419, 2014.

140. Topçuoğlu, H. S., et al., *In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex™CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature*, J Endod, **42**(6), s. 969-971, 2016.
141. Weine, F. S., Kelly, R. F., Lio, P. J., *The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape*, J Endod, **1**(8), s. 255-262, 1975.
142. Jatahy Ferreira do Amaral, R. O., et al., *Influence of Cervical and Apical Enlargement Associated with the WaveOne System on the Transportation and Centralization of Endodontic Preparations*, J Endod, **42**(4), s. 626-631, 2016.
143. George, S., et al., *Rotary endodontics in primary teeth - A review*, Saudi Dent J, **28**(1), s. 12-17, 2016.
144. Guelzow, A., et al., *Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation*, Int Endod J, **38**(10), s. 743-752, 2005.
145. Yang, G. B., et al., *Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth*, Int Endod J, **40**(9), s. 707-714, 2007.
146. Soi, S., et al., *In Vitro Comparison of Apically Extruded Debris during Root Canal Preparation of Mandibular Premolars with Manual and Rotary Instruments*, J Dent Res Dent Clin Dent Prospects, **9**(3), s. 131-137, 2015.
147. Jafarzadeh, H., Abbott, P. V., *Ledge formation: review of a great challenge in endodontics*, J Endod, **33**(10), s. 1155-1162, 2007.
148. Southard, D. W., Oswald, R. J., Natkin, E., *Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique*, J Endod, **13**(10), s. 479-489, 1987.
149. Yousuf, W., Khan, M., Mehdi, H., *Endodontic Procedural Errors: Frequency, Type of Error, and the Most Frequently Treated Tooth*, Int J Dent, **2015**, s. 673914, 2015.
150. Seltzer, S., et al., *Endodontic failures--an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings. I*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, **23**(4), s. 500-516, 1967.
151. Seltzer, S., et al., *Endodontic failures--an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings. II*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, **23**(4), s. 517-530, 1967.
152. Goldberg, F., Araujo, J. A., *Comparison of three instruments in the preparation of curved root canals*, Endod Dent Traumatol, **13**(6), s. 265-268, 1997.
153. Schäfer, E., Vlassis, M., *Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals*, Int Endod J, **37**(4), s. 229-238, 2004.
154. Schäfer, E., Vlassis, M., *Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth*, Int Endod J, **37**(4), s. 239-248, 2004.

155. Gambarini, G., *Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use*, Int Endod J, **34**(5), s. 386-389, 2001.
156. Sattapan, B., et al., *Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use*, J Endod, **26**(3), s. 161-165, 2000.
157. P. Parashos , I. G., H. H. Messer, *Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use*, J Endod, **30**, s. 722-725, 2004.
158. B. Sattapan , G. J. N., J. E. Palamara , H. H. Messer, *Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use.*, J Endod, **26**(3), s. 161-165, 2000.
159. Arantes, W. B., et al., *SEM analysis of defects and wear on Ni-Ti rotary instruments*, Scanning, **36**(4), s. 411-418, 2014.
160. Yared, G., *Canal preparation with nickel-titanium or stainless steel instruments without the risk of instrument fracture: preliminary observations*, Restor Dent Endod, **40**(1), s. 85-90, 2015.
161. Kenneth Anusavice , C. S., H. Ralph Rawls, *Philips' Science of Dental Materials*. 12th ed ed. Philadelphia: Saunders. Philadelphia, 592. 2012.
162. Pruett, J. P., Clement, D. J., Carnes, D. L., *Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments*, J Endod, **23**(2), s. 77-85, 1997.
163. Haïkel, Y., et al., *Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments*, J Endod, **25**(6), s. 434-440, 1999.
164. Martín, B., et al., *Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments*, Int Endod J, **36**(4), s. 262-266, 2003.
165. Wolcott, S., et al., *Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation*, J Endod, **32**(12), s. 1139-1141, 2006.
166. Ankrum, M. T., Hartwell, G. R., Truitt, J. E., *K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars*, J Endod, **30**(4), s. 234-237, 2004.
167. Al-Fouzan, K. S., *Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo*, Int Endod J, **36**(12), s. 864-867, 2003.
168. Valois, C. R. A., Silva, L. P., Azevedo, R. B., *Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files*, J Endod, **31**(12), s. 882-885, 2005.
169. Rapisarda, E., et al., *The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **89**(3), s. 363-368, 2000.
170. Zelada, G., et al., *The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments*, J Endod, **28**(7), s. 540-542, 2002.
171. Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., Machtou, P., *Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures*, Int Endod J, **34**(1), s. 47-53, 2001.
172. Poulsen, W. B., Dove, S. B., del Rio, C. E., *Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology*, J Endod, **21**(12), s. 609-612, 1995.

173. Gambarini, G., *Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors*, J Endod, **27**(12), s. 772-774, 2001.
174. Berutti, E., et al., *Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments*, J Endod, **30**(4), s. 228-230, 2004.
175. Booth, J. R., et al., *A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip*, J Endod, **29**(1), s. 55-57, 2003.
176. Peters, O. A., *Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review*, J Endod, **30**(8), s. 559-567, 2004.
177. Grande, N. M., et al., *Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems*, Int Endod J, **39**(10), s. 755-763, 2006.
178. Li, U.-M., et al., *Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests*, J Endod, **28**(6), s. 448-451, 2002.
179. Yared, G. M., Bou Dagher, F. E., Machtou, P., *Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use*, Int Endod J, **33**(3), s. 204-207, 2000.
180. Wu, J., et al., *Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy*, J Endod, **37**(6), s. 758-763, 2011.
181. Peters, O. A., et al., *Engine-driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters*, Aust Endod J, **28**(1), s. 11-17, 2002.
182. Iqbal, M. K., Kohli, M. R., Kim, J. S., *A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study*, J Endod, **32**(11), s. 1048-1052, 2006.
183. Roland, D. D., et al., *The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments*, J Endod, **28**(7), s. 543-545, 2002.
184. Patiño, P. V., et al., *The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments*, J Endod, **31**(2), s. 114-116, 2005.
185. Yared, G. M., Kulkarni, G. K., *Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations*, Int Endod J, **35**(6), s. 536-541, 2002.
186. Tan, B. T., Messer, H. H., *The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination*, Int Endod J, **35**(9), s. 752-758, 2002.
187. Mize, S. B., et al., *Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments*, J Endod, **24**(12), s. 843-847, 1998.
188. Rapisarda, E., et al., *Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **88**(3), s. 343-347, 1999.
189. Silvaggio, J., Hicks, M. L., *Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files*, J Endod, **23**(12), s. 731-734, 1997.

190. Eggert, C., Peters, O., Barbakow, F., *Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy*, J Endod, **25**(7), s. 494-497, 1999.
191. Mesgouez, C., et al., *Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals*, Int Endod J, **36**(3), s. 161-165, 2003.
192. Mandel, E., et al., *Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage*, Int Endod J, **32**(6), s. 436-443, 1999.
193. Yared, G., Kulkarni, G. K., *An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **96**(4), s. 466-471, 2003.
194. Yared, G., Kulkarni, G. K., Ghossayn, F., *An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments*, Int Endod J, **36**(11), s. 764-769, 2003.
195. Plotino, G., et al., *A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments*, Int Endod J, **39**(9), s. 716-723, 2006.
196. Sattapan, B., Palamara, J. E., Messer, H. H., *Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files*, J Endod, **26**(3), s. 156-160, 2000.
197. Yared, G., Bou Dagher, F., Kulkarni, K., *Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **96**(2), s. 229-233, 2003.
198. Bürklein, S., Benten, S., Schäfer, E., *Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F360 and OneShape versus Mtwo*, Int Endod J, **47**(5), s. 405-409, 2014.
199. Bürklein, S., Benten, S., Schäfer, E., *Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth*, Int Endod J, **46**(6), s. 590-597, 2013.
200. Gernhardt, C. R., *One Shape® - a single file NiTi system for root canal instrumentation used in continuous rotation*, ENDO, **7**(3), s. 211-216, 2013.
201. *Yeni Nesil NiTi Eğeler HyFlex*. Coltene/Whaledent AG, 2015.
202. Binnig, G., Quate, C., Gerber, C., *Atomic force microscope*, Phys Rev Lett, **56**(9), s. 930-933, 1986.
203. Nakamura, R. M., Rooney, K. E., *Scanning tunneling microscopy and atomic force microscopy*, Clin Lab Manage Rev, **5**(5), s. 414-417, 1991.
204. Paik, S., Kim, S., Schuller, I., *Method of determining tip structure in atomic force microscopy*, Phys Rev B Condens Matter, **44**(7), s. 3272-3276, 1991.
205. Parot, P., et al., *Past, present and future of atomic force microscopy in life sciences and medicine*, J Mol Recognit, **20**(6), s. 418-431, 2007.
206. Pirani, C., et al., *Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals*, Scanning, **36**(5), s. 517-525, 2014.
207. Tilakchand, M., Naik, B., Shetty, A. S., *A comparative evaluation of the effect of 5.25% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine on the surface texture of*

- Gutta-percha and resilon cones using atomic force microscope*, J Conserv Dent, **17**(1), s. 18-21, 2014.
208. Prasad, P. S., Sam, J. E., Kumar, A., *The effect of 5% sodium hypochlorite, 17% EDTA and triphala on two different rotary Ni-Ti instruments: An AFM and EDS analysis*, J Conserv Dent, **17**(5), s. 462-466, 2014.
209. Fayyad, D. M., Mahran, A. H., *Atomic force microscopic evaluation of nanostructure alterations of rotary NiTi instruments after immersion in irrigating solutions*, Int Endod J, **47**(6), s. 567-573, 2014.
210. Nair, A. S., Tilakchand, M., Naik, B. D., *The effect of multiple autoclave cycles on the surface of rotary nickel-titanium endodontic files: An in vitro atomic force microscopy investigation*, J Conserv Dent, **18**(3), s. 218-222, 2015.
211. Spagnuolo, G., et al., *Effect of autoclaving on the surfaces of TiN -coated and conventional nickel-titanium rotary instruments*, Int Endod J, **45**(12), s. 1148-1155, 2012.
212. Chen, L., Tang, Y., Tang, J., *[Atomic force microscopy and scanning electron microscopic study on the fluorosis of enamel in rats]*, Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, **50**(5), s. 307-312, 2015.
213. Buzalaf, M. A. R., et al., *Enamel crystals of mice susceptible or resistant to dental fluorosis: an AFM study*, J Appl Oral Sci, **22**(3), s. 159-164, 2014.
214. Zelic, K., et al., *Nano-structural and compositional basis of devitalized tooth fragility*, Dent Mater, **30**(5), s. 476-486, 2014.
215. Balooch, M., et al., *Viscoelastic properties of demineralized human dentin measured in water with atomic force microscope (AFM)-based indentation*, J Biomed Mater Res, **40**(4), s. 539-544, 1998.
216. Oatley, C. W., *The scanning electron microscope*, Sci Prog, **54**(216), s. 483-495, 1966.
217. McMullan, D., *SCANNING ELECTRON MICROSCOPY 1928-1965*, Scanning, **17**(3), s. 175-185, 2006.
218. Guedes, O. A., et al., *Chemical and structural characterization of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment*, J Contemp Dent Pract, **16**(1), s. 61-67, 2015.
219. Inan, U., Aydin, C., Tunca, Y. M., *Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **104**(6), s. 837-840, 2007.
220. Fishelberg, G., Pawluk, J. W., *Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation*, Compend Contin Educ Dent, **25**(1), s. 17-18, 20-12, 24; quiz 25, 47, 2004.
221. Bahia, M. G. A., Buono, V. T. L., *Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **100**(2), s. 249-255, 2005.
222. Gambarini, G., *Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation*, Endod Dent Traumatol, **16**(3), s. 95-100, 2000.
223. Fife, D., Gambarini, G., Britto Lr, L. r., *Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **97**(2), s. 251-256, 2004.

224. Wei, X., et al., *Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use*, J Endod, **33**(3), s. 276-279, 2007.
225. Vahid, A., Roohi, N., Zayeri, F., *A comparative study of four rotary NiTi instruments in preserving canal curvature, preparation time and change of working length*, Aust Endod J, **35**(2), s. 93-97, 2009.
226. Perez, F., Schoumacher, M., Peli, J. F., *Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper*, Int Endod J, **38**(9), s. 637-644, 2005.
227. Lim, K. C., Webber, J., *The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape*, Int Endod J, **18**(4), s. 240-246, 1985.
228. Viapiana, R., et al., *Microhardness of radicular dentin treated with 980-nm diode laser and different irrigant solutions*, Photomed Laser Surg, **30**(2), s. 102-106, 2012.
229. Plotino, G., et al., *A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **35**(11), s. 1469-1476, 2009.
230. Cheung, G. S. P., Darvell, B. W., *Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship*, Int Endod J, **40**(8), s. 612-618, 2007.
231. Cheung, G. S. P., Darvell, B. W., *Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis*, Int Endod J, **40**(8), s. 619-625, 2007.
232. Zinelis, S., et al., *The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **103**(6), s. 843-847, 2007.
233. Larsen, C. M., et al., *Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments*, J Endod, **35**(3), s. 401-403, 2009.
234. Inan, U., Aydin, C., Demirkaya, K., *Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel-titanium instruments in two different radii of curvature*, Aust Endod J, **37**(3), s. 105-108, 2011.
235. Gao, Y., et al., *Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments*, J Endod, **36**(7), s. 1205-1209, 2010.
236. Kramkowski, T. R., Bahcall, J., *An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files*, J Endod, **35**(3), s. 404-407, 2009.
237. Capar, I. D., et al., *Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire*, J Endod, **41**(4), s. 535-538, 2015.
238. Castelló-Escrivá, R., et al., *In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files*, J Endod, **38**(11), s. 1521-1524, 2012.
239. Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., Lopes Buono, V. T., *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments*, J Endod, **28**(11), s. 765-769, 2002.
240. Aydin, C., Inan, U., Tunca, Y. M., *Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **109**(3), s. e131-134, 2010.

241. Pirani, C., et al., *HyFlex™ EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments*, *Int Endod J*, **49**(5), s. 483-493, 2016.
242. Shen, Y., et al., *Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments*, *J Endod*, **37**(7), s. 997-1001, 2011.
243. Shen, Y., et al., *Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments*, *J Endod*, **38**(3), s. 376-380, 2012.
244. Plotino, G., et al., *Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study*, *Odontology*, **102**(1), s. 31-35, 2014.
245. Turpin, Y. L., et al., *Impact of torsional and bending inertia on root canal instruments*, *J Endod*, **27**(5), s. 333-336, 2001.
246. Biz, M. T., Figueiredo, J. A. P., *Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files*, *Int Endod J*, **37**(6), s. 353-358, 2004.
247. Diemer, F., Calas, P., *Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments*, *J Endod*, **30**(10), s. 716-718, 2004.
248. Cheung, G. S. P., Zhang, E. W., Zheng, Y. F., *A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments*, *Int Endod J*, **44**(4), s. 357-361, 2011.
249. Zhang, E.-W., Cheung, G. S. P., Zheng, Y.-F., *Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis*, *J Endod*, **36**(8), s. 1394-1398, 2010.
250. Versluis, A., et al., *Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries*, *J Endod*, **38**(10), s. 1399-1403, 2012.
251. Ninan, E., Berzins, D. W., *Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments*, *J Endod*, **39**(1), s. 101-104, 2013.
252. Hussne, R. P., et al., *Flexibility and torsional resistance of three nickel-titanium retreatment instrument systems*, *Int Endod J*, **44**(8), s. 731-738, 2011.
253. Peters, O. A., et al., *Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action*, *Int Endod J*, **47**(6), s. 505-513, 2014.
254. Pedullà, E., et al., *Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining*, *J Endod*, **42**(1), s. 156-159, 2016.
255. Testarelli, L., et al., *Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel*, *J Endod*, **37**(9), s. 1293-1295, 2011.
256. Peters, O. A., et al., *An in vitro assessment of the physical properties of novel HyFlex™ nickel-titanium rotary instruments*, *Int Endod J*, **45**(11), s. 1027-1034, 2012.

257. Arias, A., Perez-Higueras, J. J., de la Macorra, J. C., *Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance*, Int Endod J, **47**(3), s. 257-263, 2014.
258. Shen, Y., et al., *HyFlex™nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties*, Int Endod J, **46**(8), s. 720-729, 2013.
259. Bryant, S. T., et al., *Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2*, Int Endod J, **31**(4), s. 282-289, 1998.
260. Thompson, S. A., Dummer, P. M., *Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2*, Int Endod J, **30**(1), s. 8-15, 1997.
261. Aydin, C., et al., *Comparison of shaping ability of RaCe and Hero Shaper instruments in simulated curved canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **105**(3), s. e92-97, 2008.
262. Agarwal, R. S., et al., *Comparative Analysis of Canal Centering Ability of Different Single File Systems Using Cone Beam Computed Tomography- An In-Vitro Study*, J Clin Diagn Res, **9**(5), s. ZC06-10, 2015.
263. Tewari, R. K., et al., *Mechanical reduction of the intracanal Enterococcus faecalis population by HyFlex™CM, K3XF, ProTaper Next, and two manual instrument systems: an in vitro comparative study*, J Investig Clin Dent, **7**(2), s. 168-173, 2016.
264. Grande, N. M., et al., *Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **103**(1), s. 120-126, 2007.
265. Yun, H.-H., Kim, S. K., *A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **95**(2), s. 228-233, 2003.
266. Berutti, E., et al., *Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study*, J Endod, **38**(4), s. 505-509, 2012.
267. Paqué, F., Musch, U., Hülsmann, M., *Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments*, Int Endod J, **38**(1), s. 8-16, 2005.
268. Kum, K. Y., et al., *Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals*, J Endod, **26**(12), s. 719-723, 2000.
269. Baumann, M. A., Roth, A., *Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **88**(6), s. 714-718, 1999.
270. Venturi, M., et al., *A preliminary analysis of the morphology of lateral canals after root canal filling using a tooth-clearing technique*, Int Endod J, **36**(1), s. 54-63, 2003.
271. Hülsmann, M., Rummelin, C., Schäfers, F., *Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation*, J Endod, **23**(5), s. 301-306, 1997.

272. Ounsi, H. F., et al., *Comparison of two techniques for assessing the shaping efficacy of repeatedly used nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **37**(6), s. 847-850, 2011.
273. Peters, O. A., et al., *Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography*, J Dent Res, **79**(6), s. 1405-1409, 2000.
274. Uzun, O., et al., *Enlarging characteristics of four nickel-titanium rotary instrument systems under standardized conditions of operator-related variables*, J Endod, **33**(9), s. 1117-1120, 2007.
275. Yang, G.-b., et al., *[Comparative study of shaping ability between rotary ProTaper and Flexofile]*, Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, **25**(4), s. 386-389, 2007.
276. Thompson, M., et al., *Evaluation of a new filing system's ability to maintain canal morphology*, J Endod, **40**(6), s. 867-870, 2014.
277. Capar, I. D., et al., *Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals*, J Endod, **40**(6), s. 852-856, 2014.
278. Bürklein, S., et al., *Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper*, Int Endod J, **45**(5), s. 449-461, 2012.
279. Junaid, A., et al., *Influence of single-file endodontics on apical transportation in curved root canals: an ex vivo micro-computed tomographic study*, J Endod, **40**(5), s. 717-720, 2014.
280. Lam, P. P. S., Palamara, J. E. A., Messer, H. H., *Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation*, J Endod, **31**(7), s. 529-532, 2005.
281. Bier, C. A. S., et al., *The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation*, J Endod, **35**(2), s. 236-238, 2009.
282. Dhingra, A., et al., *Comparative evaluation of the canal curvature modifications after instrumentation with One Shape® rotary and Wave One reciprocating files*, J Conserv Dent, **17**(2), s. 138-141, 2014.
283. *American Association of Endodontics Glossary of Endodontic Terms*. . Chicago, IL. s. 50, 2015.
284. Gambill, J. M., Alder, M., del Rio, C. E., *Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography*, J Endod, **22**(7), s. 369-375, 1996.
285. Gergi, R., et al., *Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography*, J Endod, **36**(5), s. 904-907, 2010.
286. Maitin, N., et al., *An ex vivo comparative analysis on shaping ability of four NiTi rotary endodontic instruments using spiral computed tomography*, J Conserv Dent, **16**(3), s. 219-223, 2013.

287. López, F. U., et al., *Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters*, J Endod, **34**(12), s. 1545-1548, 2008.
288. Young, G. R., Parashos, P., Messer, H. H., *The principles of techniques for cleaning root canals*, Aust Dent J, **52**(1 Suppl), s. S52-63, 2007.
289. Saber, S. E. D. M., Nagy, M. M., Schäfer, E., *Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth*, Int Endod J, **48**(1), s. 109-114, 2015.
290. Saber, S. E. D. M., Nagy, M. M., Schäfer, E., *Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and HyFlex™CM rotary NiTi files in severely curved root canals*, Int Endod J, **48**(2), s. 131-136, 2015.
291. Schäfer, E., Dzepina, A., Danesh, G., *Bending properties of rotary nickel-titanium instruments*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **96**(6), s. 757-763, 2003.
292. Schirrmeister, J. F., et al., *Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved root canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **101**(6), s. 807-813, 2006.
293. Wu, M. K., Fan, B., Wesselink, P. R., *Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings*, J Endod, **26**(4), s. 210-216, 2000.
294. Kumar, B. S., et al., *An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and HyFlex™files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography*, J Int Oral Health, **5**(5), s. 108-115, 2013.
295. Kazemi, R. B., Stenman, E., Spångberg, L. S., *Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **81**(5), s. 596-602, 1996.
296. Thompson, S. A., Dummer, P. M., *Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2*, Int Endod J, **33**(3), s. 255-261, 2000.
297. Park, H., *A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals*, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, **91**(6), s. 715-718, 2001.
298. Short, J. A., Morgan, L. A., Baumgartner, J. C., *A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques*, J Endod, **23**(8), s. 503-507, 1997.
299. Pedullà, E., et al., *Shaping ability of two nickel-titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study*, Clin Oral Investig, 2016.
300. Hoppe, C. B., et al., *Comparison of curved root canals preparation using reciprocating, continuous and an association of motions*, Scanning, 2016.
301. Dagna, A., *Nickel-Titanium Single-file System in Endodontics*, J Contemp Dent Pract, **16**(10), s. 834-839, 2015.

302. Svec, T. A., Powers, J. M., *The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions*, J Endod, **28**(2), s. 105-107, 2002.
303. Kim, H.-C., et al., *Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files*, J Endod, **36**(1), s. 147-152, 2010.
304. Ullmann, C. J., Peters, O. A., *Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments*, J Endod, **31**(3), s. 183-186, 2005.
305. Camps, J. J., Pertot, W. J., *Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files*, Int Endod J, **28**(5), s. 239-243, 1995.
306. Capar, I. D., Ertas, H., Arslan, H., *Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments*, Aust Endod J, **41**(1), s. 24-28, 2015.
307. Matheus, T. C. U., et al., *The influence of carbon content on cyclic fatigue of NiTi SMA wires*, Int Endod J, **44**(6), s. 567-573, 2011.
308. Cazaux, J., *Recent developments and new strategies in scanning electron microscopy*, J Microsc, **217**(Pt 1), s. 16-35, 2005.
309. Inan, U., et al., *Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper Instruments: an atomic force microscopy study*, J Endod, **33**(11), s. 1334-1337, 2007.
310. Barbour, M. E., Rees, J. S., *The laboratory assessment of enamel erosion: a review*, J Dent, **32**(8), s. 591-602, 2004.
311. Yalpi F., U. O., *Evaluation of Surface Topography Changes in Three NiTi File Systems Using Rotary and Reciprocal Motion: An Atomic Force Microscopy Study*, Microsc. Res. Tech., **77**, s. 6, 2014.