



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**“GLIDE PATH” OLUŞTURULMASININ WAVEONE TEK
EĞE SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI
KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Gülşah USLU

**Samsun
Mayıs-2017**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**“GLIDE PATH ” OLUŞTURULMASININ, WAVEONE TEK
EĞE SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI
KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Gülşah USLU

**Danışman
Doç. Dr. UĞur İNAN**

**Samsun
Mayıs-2017**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Gülşah Uslu tarafından Doç. Dr. Uğur İnan danıőmanlıđında hazırlanan “Glide Path” Oluşturulmasının, WaveOne Tek Eğe Sisteminin Döngüsel Yorgunluğa Bağlı Kırılma Direnci Üzerine Etkisinin İncelenmesi” baőlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 5/5/2017 tarihinde yapılan sınav ile Endodonti Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Baőkan :
(Prof. Dr., Hikmet Aydemir, Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye :
(Prof. Dr., Tamer Taşdemir, Karadeniz Teknik Üniversitesi)

Üye :
(Doç. Dr., Uğur İnan, Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Bu tez, Endodonti Anabilim Dalı Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görölmüőtür.

.... / /.....

Prof. Dr. Selim Arıcı
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Dış Hekimliği Faköltesi Dekan Vekili

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, zor günlerimde desteğini üzerimden eksik etmeyen, tezimin karar aşamasından itibaren bitim süresine kadar sabrı ve ilgisiyle bana yol gösteren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum ve her zaman da gurur duyacağım saygıdeğer hocam Sayın Doç. Dr. Uğur İNAN'a,

Çalışmamıza PYO.DIS.1904.15.008 proje numarası ile destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Destek Komisyonu'na,

Uzmanlık eğitimim süresince her türlü desteğini ve tecrübesini benden esirgemeyen Endodonti Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR'e ve Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimimde her türlü yardımını ve bilgisini benden esirgemeyen Dr. Taha ÖZYÜREK'e,

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi manevi yardımlarıyla ve destekleriyle beni okutan, bu günlere getiren annem Cahide TÜRKKAN ve babam Hayrullah TÜRKKAN'a,

Her zaman desteğiyle yanımda olan, bana sonsuz sabır ve anlayış gösteren sevgili eşim Gökhan USLU'ya,

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

ÖZET

“GLIDE PATH” OLUŞTURULMASININ, WAVEONE TEK EĞE SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞA BAĞLI KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmada PathFile ve ProGlider döner eğeleriyle “glide path” oluşturulmasının WaveOne tek ege sisteminin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direnci üzerine etkisinin incelenmesi amaçlandı.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda 33 adet akrilik blok kullanıldı. Akrilik bloklar üç adet gruba ayrıldı (n=11). İlk iki grupta PathFile (PF) ve ProGlider (PG) eğeleri ile “glide path” oluşturuldu ve üçüncü grupta herhangi bir “glide path” eğesi kullanılmadı. Otuz üç adet akrilik bloğun preparasyonu WaveOne Primary eğeleri ile tamamlandı. Akrilik bloklarda kullanılan 33 adet WaveOne Primary eğesi ile kontrol grubu olarak hiç kullanılmamış 11 adet WaveOne Primary eğesi; 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçaplı kanalı olan cihazda dinamik döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu. Kırılıncaya kadar yapılan tur sayıları hesaplandı ve kırık tipini doğrulamak için kırık yüzeyler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Elde edilen verilere tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

Bulgular: En yüksek tur sayısı kontrol grubunda ölçülürken, en düşük tur sayıları ise glide path oluşturulmadan akrilik blokta kullanılan WaveOne grubu ile PF kullanılan WaveOne grubunda ölçülmüştür ve kontrol grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($P<0.05$). PG kullanılan WaveOne grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık bulunmamıştır ($P>0.05$).

Sonuç: Çalışmamızın sonucuna göre yapay kanallarda döner NiTi eğelerle “glide path” oluşturulması, WaveOne eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaya karşı direncini etkilememektedir.

Anahtar Kelimeler: Döngüsel yorgunluk; “Glide path”; NiTi eğeler; WaveOne

Gülşah USLU, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Mayıs-2017

ABSTRACT

THE EFFECT OF “GLIDE PATH” PREPARATION ON CYCLIC FATIGUE RESISTANCE OF WAVEONE SINGLE FILE SYSTEM

Aim: The aim of this study was to investigate the “glide path” preparation with PathFile and ProGlider NiTi files on cyclic fatigue resistance of WaveOne single file system.

Material and Method: 33 acrylic blocks were used in our study. Acrylic blocks were divided into three groups (n = 11). In the first two groups, "glide path" was created by using PathFile (PF) and ProGlider (PG) files respectively and no "glide path" file was used in the third group. Thirty three acrylic blocks were prepared by 33 WaveOne Primary files. 33 WaveOne Primary files used in acrylic blocks and 11 WaveOne Primary files never used as control group; were subjected to dynamic cyclic fatigue test in a device which have artificial canal with 60° angle of curvature and 5 mm radius of curvature. Number of cycles to failure were calculated and fractured surfaces were examined by scanning electron microscopy (SEM) to confirm the fracture type. One-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD multiple comparison test were performed on the obtained data.

Results: While the highest number of rotations were measured in the control group, the lowest values were measured in the WaveOne group used in acrylic blocks and PF applied WaveOne group and statistically significant differences were found between these two group and the control group ($P < 0.05$). No statistically significant difference was found between the WaveOne group with PG and the other groups ($P > 0.05$).

Conclusion: According to the results of our study, the creation of the "glide path" with the NiTi rotary files does not affect the resistance of the WaveOne files to cyclic fatigue after used in artificial canals.

Keywords: Cyclic fatigue; “Glide path”; NiTi files; WaveOne

Gulsah USLU, Medical Specialty Thesis

Ondokuz Mayıs University – Samsun, May-2017

SİMGELER VE KISALTMALAR

%: Yüzde

°: Derece

ADA: Amerikan Dişhekimleri Birliği

ANSI: American National Standards Institute

CM: Controlled Memory

H-tipi: Hedström

ISO: International Organization for Standardization

MR: Martensitic Reorientation

NaOCl: Sodyum hipoklorit

NiTi: Nikel-titanyum

NOL: Naval Ordnance Laboratory

PF: PathFile

PG: ProGlider

SAF: Self Adjusting File

SE: Süperelastik

SEM: Scanning Electron Microscope

SIM: Stress-Induced Martensitic

SY: Saat yönünde

SYT: Saat yönünün tersinde

WO: WaveOne

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu	3
2.2. Kök Kanallarının Preparasyonda Kullanılan Eğeler.....	4
2.2.1. Geleneksel Sistemler.....	4
2.2.2. Döner Sistem NiTi Eğeler.....	8
2.3. Endodontik “Glide Path”	12
2.3.1. “Glide Pathin” Önemi.....	13
2.3.2.Glide Path Preparasyon Teknikleri.....	14
2.4. Çalışmamızda Kullandığımız Eğeler.....	20
2.4.1. PathFile	20
2.4.2.ProGlider.....	21
2.4.3.WaveOne	22
2.5. NiTi Eğelerde Görülen Kırılmalar	25
2.5.1. Kırılmaya Neden Olan Faktörler.....	26
2.5.2. Test Düzenekleri	31
3. MATERYAL VE METOT.....	36
3.1. Örneklerin Hazırlanması	36
3.2. Akrilik Blokların Preparasyonu	38
3.3. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı ve Yapay kanal	39
3.4. Döngüsel Yorgunluk Testi.....	41
3.5. SEM Analizi.....	42
3.6. İstatistiksel Analiz	42
4. BULGULAR.....	44
5. TARTIŞMA.....	50
5.1. Test Sisteminin Seçimi.....	52
5.2. Döngüsel Yorgunluk Değerlerinin Karşılaştırılması	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	62
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	87

1.GİRİŞ

Nikel-titanyum (NiTi) döner eğelerle kök kanallarının preparasyonu el eğeleriyle karşılaştırıldığında hem daha kolay ve hızlı olmakta, hem de daha az preparasyon hatasıyla birlikte daha iyi başarı oranı sunmaktadır (Sonntag ve ark., 2003; Cheung ve Liu, 2009). Ancak tüm avantajlarına rağmen NiTi döner eğeler, klinik kullanımları sırasında beklenmedik bir şekilde kırılma riski taşımaktadır (Sattapan ve ark., 2000). NiTi döner eğelerin kırılması torsiyonel ya da döngüsel yorgunluk nedeniyle olmak üzere iki mekanizmadan biriyle gerçekleşmektedir (Ullmann ve Peters, 2005). Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma, alet kök kanalı içerisinde dönerken uç ya da herhangi bir kısmının kanal içerisinde sıkışmasıyla gerçekleşmektedir. Anguldurva torku metalin elastik limitini aştığında alet kırılmaktadır (Martin ve ark., 2003). Aşırı torsiyonel yük nedeniyle kırılan aletler sıklıkla plastik deformasyon işaretlerini göstermektedir (Sattapan ve ark., 2000). Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma ise herhangi bir plastik deformasyon işareti göstermeden gerçekleşmektedir (Peters ve Barbakow, 2002; Varela-Patino ve ark., 2010). Bu olay aletin eğimli kök kanalı içerisinde maksimum eğilme noktasında tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşturmaktadır (Lopes ve ark., 2007).

NiTi eğelerdeki teknolojik gelişmeler eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direncini arttırmak için yeni kinematiklerin ve gelişmiş alaşımların üretilmesine öncülük etmiştir (Capar ve ark., 2015a). Resiprokasyon hareketi kullanılarak tek bir eğeyle kök kanallarının preparasyonunun önerilmesi (Yared, 2008) ilgi çekmiş ve WaveOne eğesi gibi resiprokasyon hareketiyle çalışan tek eğe sistemlerinin üretilmesine öncülük etmiştir. (Plotino ve ark., 2012a).

Üretici firma WaveOne eğelerinin kullanılmasından önce döner eğelerle ya da el eğeleriyle “glide path” oluşturulmasını önermektedir (Shen ve ark., 2016). “Glide path” kök kanallarının, kanal ağızından fizyolojik apekse kadar olan engelsiz açıklığı olarak tanımlanmaktadır (West, 2010). Ayrıca temizleme ve şekillendirme prosedürü için önem arzetmektedir (Ha ve Park, 2012). “Glide path” oluşturulduğunda daha az postoperatif ağrıyla birlikte (Pasqualini ve ark., 2012b), kanalda daha az transportasyon oluştuğu (Berutti ve ark., 2012; Elnaghy ve Elsaka, 2014; do Amaral ve ark., 2016) ve alet kırılma riskinin azaldığı belirtilmiştir (Berutti ve ark., 2004; Patino ve ark., 2005).

“Glide path”, el eğeleriyle veya döner eğelerle oluşturulabilmektedir. Ancak el eğeleri kullanılarak oluşturulan “glide path” özellikle eğri ve dar kanallarda zor ve zaman alıcı olabilmektedir (D’Amario ve ark., 2013). Bu amaçla PathFile ve ProGlider gibi NiTi döner eğeler, “glide path” oluşturulması için piyasaya sürülmüştür.

Bu çalışmanın amacı ise “glide path” oluşturulmasının, WaveOne tek eğe sisteminin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direnci üzerine herhangi bir etkisinin olup olmadığını incelemektir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi ise “glide path” oluşturulmasının WaveOne tek eğe sisteminin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmayacağıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Preparasyonu

Kök kanal tedavisi gerektiren dişlerin büyük çoğunluğunda amaç, apikal periodontitisi önlemek ya da tedavi etmektir (Ørstavik ve Pitt Ford, 1998). Apikal periodontitisin temel nedeninin kök kanallarının bakteriyel enfeksiyonu olduğu daha önceden gösterilmiştir (Kakehashi ve ark., 1965; Möller ve ark., 1981). Apikal periodontitisli dişlerde bakteriler tüm kök kanal sistemini kolonize ederler. Bu nedenle tedavi, kök kanal sistemindeki mikroorganizmaları uzaklaştırmayı ve yeniden enfeksiyon oluşmasını önlemeyi amaçlamalıdır (Sundqvist, 1976).

Kök kanal preparasyonunun ana amaçları aşağıda belirtilen kriterlerin sağlanması koşuluyla periapikal hastalığın oluşmasını önlemek veya var olan hastalığı iyileştirmektir (Hülsmann ve ark., 2005):

- Kök kanalından vital ve nekrotik dokuları uzaklaştırmak
- İrrigasyon ajanları ve medikamanlar için yeterli boşluk oluşturmak
- Apikal kanal anatomisinin lokasyon ve bütünlüğünü korumak
- Kanal sistemine ve kök yapılarına iyatrojenik hasar oluşturmaktan kaçınmak
- Kanal dolgusunun yerleştirilmesini kolaylaştırmak
- Periradiküler dokuların irritasyon veya enfeksiyonundan kaçınmak
- Dişin uzun dönem fonksiyonuna izin vermek için sağlam kök dentinini korumak.

Başarılı kök kanal tedavisi, ana odağı kemomekanik temizlik olmak üzere birçok faktöre bağlıdır. Kanal preparasyonu, takip eden irrigasyon ve kök kanal dolum aşamaları için önem arz eder, çünkü bu aşamalar kök kanallarının temizlenip şekillendirilmesinin kalitesine bağlıdır. Mekanik enstrümantasyon, aktif debridman ve dezenfeksiyon işlemleri için boşluk sağlar (Bürklein ve Schafer, 2013).

Kemomekanik preparasyon ile kök kanal sisteminden mikroorganizmalar elimine edilir, mikrobiyal büyümeyi destekleyen pulpal doku uzaklaştırılır ve enflamasyonun devam etmesine neden olabilecek apikal foremeden debrisin itilmesi önlenir. Kanal preparasyonunun mekanik amaçları kök kanalını şekillendirmeye

yöneliktir ve böylece biyolojik amaçlar gerçekleştirilebilir ve yüksek kalitede kök kanal dolgusu kanala yerleştirilebilir (Young ve ark, 2007).

2.2. Kök Kanallarının Preparasyonda Kullanılan Eğeler

2.2.1. Geleneksel Sistemler

Paslanmaz Çelik Eğeler

Döner sistem eğelerin üretiminden önce kök kanallarının preparasyonu yalnızca paslanmaz çelik ve nikel-titanyum (NiTi) el eğelerinin çeşitli formlarının kullanılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Tüm bu eğelerin kesici kısımları 16 mm uzunluğundadır ve şaftı boyunca her milimetrede 0.02 mm sabit artan taper açısına sahiptirler. Böylece eğelerin son kesici kısmı (D16) ilk uç kısmından (D1) 0.32 mm daha geniş çapa sahip olur. El eğeleri renkli şekilde kodlanmıştır ve 21, 25 ve 31 mm uzunluklarda üretilmektedirler (Bergmans ve Lambrechts, 2010). Kök kanal preparasyonu reamerlar, K-tipi ve H-tipi eğeler yardımıyla gerçekleştirilebilmektedir (Schafer, 1997).

Reamerlar ve eğeler arasındaki farklılıklar el eğelerinin üretim işlemine, böylece uzunlamasına ve yatay kesitteki şekline dayanır. Bu aletler arasındaki başlıca farklılık, reamerların hem rotasyon hareketiyle hem de itme çekme hareketiyle kullanılabilir olmalarıdır. Reamerlar üçgen ya da kare şeklindeki paslanmaz çeliğin uzun aksı boyunca her 0.5-1 mm'de kesici kenarlar oluşturmak üzere burulmasıyla oluşturulur. Reamerlar, diğer aletlere kıyasla kesme etkinliği daha az olduğundan zamanla popülaritesini yitirmişlerdir (Bergmans ve Lambrechts, 2010).

K-tipi eğeler de reamerlar gibi üçgen ya da kare şeklindeki tellerin burulmasıyla elde edilir. Aynı boyuttaki reamera göre 2 kat daha fazla sayıda spiral içermektedirler. Reamerların kesici kenar açısı 10° ile 30° arasında iken, K-tipi eğelerde bu açı 25°-40° arasındadır. Reamerlar gibi K-tipi eğeler de rotasyon hareketiyle kullanılmak üzere üretilmişlerdir (Schafer, 1997).

Hedström eğeler paslanmaz çelik tellerin yontulmasıyla üretilir. Yatay kuvvetlere karşı oldukça dayanıklıdırlar ancak kırılma ihtimalinden dolayı rotasyon hareketiyle kullanılmaları gerekmektedir. Kesici kenar açısı 60°-65° arasındadır (Schafer, 1997). Hedström eğeler ISO (International Organization for Standardization)

25 boyutundaki eğeye kadar kanal girişlerini lokalize etmek ve çıkıntıları uzaklaştırmak için itme çekme hareketiyle kullanılabilir. Çok fazla kullanımı kök dentininde aşırı incelmeye ve strip perforasyonlarına neden olabilir (Peters ve ark, 2016). Doğrusal harekette hedström eğelerin kesme etkinliği K-tipi eğeler ve reamerlardan daha iyidir (Schafer, 1997).

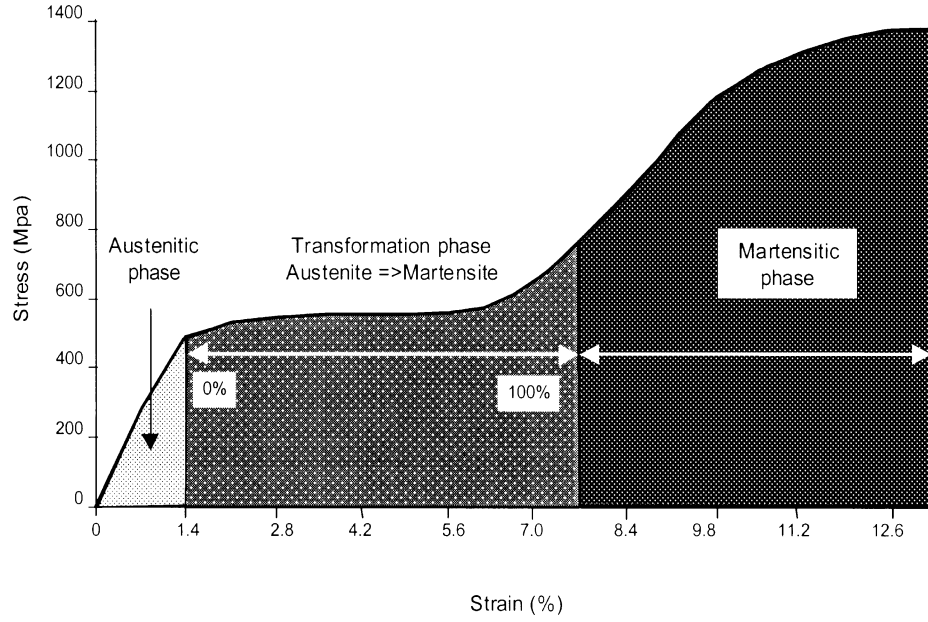
H-tipi eğeler, K-tipi eğelerden daha keskin kenarlara sahip olduğundan dolayı rotasyon hareketi sırasında bir de eğenin bıçakları hemen hemen paralelse, kanal içerisine vidalanma eğilimleri vardır. Bu tip eğelerde alet kırılmalarından kaçınmak için vidalanmaya neden olabilecek kuvvetlerden kaçınmak önemlidir (Peters ve ark., 2016).

Nikel-Titanyum Eğeler

1960'ların başında metalürji uzmanı W.F.Buehler, deniz mühimmat laboratuvarında (Naval Ordnance Laboratory) uzay programı için araştırdığı manyetik olmayan, tuza ve suya dayanıklı alaşım geliştirmiştir (Buehler ve ark., 1963). Bu intermetalik alaşımın kontrollü ısı işlemi uygulandığında şekil hafızası özelliğine sahip olduğu bulunmuştur (Buehler ve ark., 1963). Keşfedilen bu alaşım *Nitinol* olarak isimlendirilmiştir ve içerdikleri elementlerin kısaltmalarından oluşmaktadırlar. *Ni* nikel için, *ti* titanyum için ve *nol* ise "Naval Ordnance Laboratory" için kullanılmıştır. *Nitinol* ismi şekil hafızası ve süperelastik özellikleri olan nikel ve titanyumun intermetalik alaşım ailesine verilmiştir.

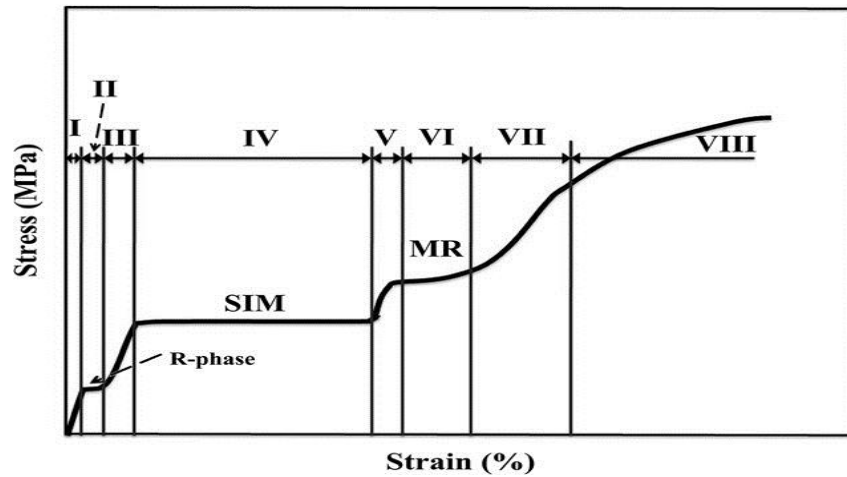
Walia ve ark. (1988), nikel-titanyum ark telinden kök kanal eğesi üretmesiyle NiTi eğeler endodontide kullanılmaya başlanmış ve kök kanal tedavisinde büyük bir yenilik oluşturmuştur. Kök kanal tedavisinde kullanılan NiTi alaşımı kütleli olarak yaklaşık %56 nikel, %44 titanyum içermektedir. Oluşan kombinasyonun atomik oranı 1:1'dir ve diğer metalik sistemler gibi çeşitli kristalografik formlarda bulunabilmektedir (Thompson, 2000).

Nikel-titanyum alaşımlar üç farklı kristal yapıda bulunmaktadır. Austenit NiTi kompleks kütle merkezli kübik yapıdadır ve yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres değerlerinde bulunur. Martensit NiTi monoklinik olarak adlandırılan kompleks yapıdadır ve düşük sıcaklıklarda ve yüksek stres değerlerinde bulunur. R faz ise eşkenar dörtgen yapısındaki ara fazdır. R fazı ısıtma sürecinde martensitten austenite ve soğutma sürecinde austenitten martensite geçişte oluşur (Brantley, 2008).



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

NiTi alaşımların mekanik davranışları ve deformasyon mekanizması 3 tipe sınıflandırılmaktadır (Şekil 1). Bunlar; stresle uyarılan martensit transformasyon (SIM), martensit reoryantasyon (MR) ve plastik deformasyon safhalarıdır. NiTi alaşımların süperelastik özellikleri SIM aralığında ve şekil hafızası özellikleri ise MR aralığında görülmektedir (Zhou ve ark., 2013).



Şekil 2. Eş atomlu NiTi alaşımların stres gerinim grafiğinin şematik çizimi (Zhou'dan, 2013)

Eş atomlu NiTi alaşımın stres gerinim grafiği 8 aşamadan oluşmaktadır: I, austenitin elastik deformasyon aşaması; II, austenitten R faza dönüşüm aşaması; III, R

fazın stresle indüklenen elastik deformasyon aşaması; IV, SIM sebebiyle R fazdan martensite dönüşüm aşaması; V, martensitin elastik deformasyonu; VI, martensit reoryantasyon aşaması (MR); VII, reoryantasyonlu martensitin doğrusal olmayan deformasyon aşaması; VIII, reoryantasyonlu martensitin plastik deformasyonu.

NiTi alaşımlar süperelastisite ve şekil hafızası özelliklerine sahiptir. NiTi alaşımların süperelastisite özellikleri SIM aralığında, şekil hafızası özellikleri ise MR aralığında görülmektedir (Zhou ve ark., 2013). Deformasyondan sonra yükün ortadan kalkmasıyla NiTi alaşımın orijinal şekline geri dönebilmesine süperelastisite denir (Serene ve ark., 1995). Süperelastisite özelliği NiTi alaşımların endodontide kullanılması için en önemli nedenlerden birisidir. Çünkü NiTi enstrümanlara daha fazla esneklik verir ve komplike kök kanal anatomilerinin preparasyon sırasında daha az basamak ve perforasyon oluşumundan korunmasını sağlar (Pettiette ve ark., 2001). Nikel-titanyumun süperelastisitesi %8'e kadar gerilmelerin tamamen düzeltilebilmesini mümkün kılar ki bu oran paslanmaz çelik gibi alaşımlarda %1'den aza tekabül etmektedir. Bir nikel-titanyum alaşımı martensit aşamasında deforme olursa, ısıtma ile tamamen geriye döndürülebilir bir gerilmeye uğrar. Bu davranış NiTi alaşımın şekil hafızası olarak adlandırılır (Thompson, 2000).

Nikel-titanyum eğeler kök kanallarını şekillendirmedeki üstünlükleri sayesinde endodonti pratiğinde üstünlük kazanmışlardır. Sertlik testlerinde NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırıldığında çok daha esnek bulunmuştur (Camps ve Pertot, 1994). Eğilme ve bükülmeye karşı esneklikleri, paslanmaz çelik eğelere göre üç kat daha fazladır (Walia ve ark., 1988).

NiTi eğelerin esneklikleri sayesinde eğimli kanallarda daha merkezi kanal şekliyle birlikte kanalda daha az transportasyon oluşur (Esposito ve Cunningham, 1995; Gambill ve ark., 1996) ve daha geniş apikal preparasyon için büyük numaralı eğelerin kullanılması mümkün olur (Esposito ve Cunningham, 1995). Kök kanallarının preparasyonunda NiTi eğelerin kullanımı paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldığında daha hızlıdır (Gambill ve ark., 1996).

Tüm bu özellikleri sayesinde orijinal kök kanal şeklinin NiTi eğelerle paslanmaz çelik eğelere göre daha fazla korunması, kök kanal tedavisinin daha yüksek

iyilişme oranına ve daha iyi prognozuna neden olduğu sonucuna varılmıştır (Pettiette ve ark., 2001).

2.2.2. Döner Sistem NiTi Eğeler

NiTi döner eğelerinin endodonti pratiğine ilk tanıtılmasıyla birlikte kök kanal preparasyonu için otomatik anguldurvaların kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. Geçmişte paslanmaz çelik eğeler motorla kullanılmış ancak, kanalda transportasyon oluşturma insidansı yüksek bulunmuştur (Campos ve del Rio, 1990). Paslanmaz çelik el eğeleriyle dar ve eğri kanalların 30 numaralı eğeye kadar kullanımı çoğu klinisyen tarafından kabul edilen bir prosedürdür. NiTi süperelastisitesi eğe yarıçapı ve sertliği arasındaki ilişkiyi azalttığından daha büyük boyutlu NiTi döner eğelerin kullanımı kanalda daha merkezi preparasyonun yapılabilmesini mümkün kılmıştır (Glosson ve ark., 1995; Short ve ark.,1997). Apikal alanın daha büyük boyutlarda preparasyonu apikal üçlüdeki daha fazla anatomik düzensizliğin preparasyona dahi edilmesini ve daha fazla irrigasyon solüsyonunun apikal üçlüye ulaşmasını sağlar (Wu ve Wesselink, 1995). Döner sistem NiTi eğelerin kullanımı el ile yapılan preparasyona göre operatörün yorgunluğunu azaltır ve daha hızlı preparasyon sağlar (Glosson ve ark., 1995; Short ve ark., 1997).

1. Nesil Eğeler

İlk NiTi döner eğeler 0.02 taper açısı ile Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmış olup 1992 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu enstrümanlar diş hekimlerinin kanal preparasyonuna bakış açısını değiştirmesine rağmen eğe kırılmalarıyla ilişkili problemlerle karşılaşmıştır. 1994'te Dr. Johnson Profile 0.04 açılı seriyi ve akabinde 0.06 taperlı Profile ve "orifice shaper" ları geliştirilmiştir. Bu eğelerin yatay kesitinde 3 eşit U şekilli oluklar bulunmaktadır. Eğe pasif keserken olukların bitişiğindeki öğütülmeyen radyal alanlar, eğelerin dentin içerisine saplanmasını önler. LightSpeed ve Quantec eğeler de bu grup içerisinde yer almaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). LightSpeed eğeler diğer eğelerden uzun, ince kesici olmayan gövdesi ve kısa kesici kısmıyla farklılık göstermektedir. LightSpeed eğeler apikal preparasyon için kullanılırlar ve eğenin esnekliğini arttıran uzun, ince, kesici olmayan gövdesi sayesinde kanal uzunluğunun çoğunda kesme işlemi yapmazlar (Tharuni ve ark., 1996). Ancak LightSpeed eğeler yuvarlak paralel preparasyon duvarları oluştururlar. Koronale doğru

konik şekilli preparasyon için step back tekniğiyle birlikte daha fazla sayıda eğe kullanımını gerektirirler (Thompson ve Dummer, 1997a).

2. Nesil Eğeler

İlk nesil eğeler pasif kesici kenarlarla birlikte radyal alanlara, uzunluğu boyunca sabit artan taper açısına ve preparasyonun tamamlanması için fazla sayıda eğeye sahiptir. İkinci nesil ise radyal alansız aktif kesici kenarları olan ve tam bir preparasyon için daha az sayıda eğeleri olan sistemlerdir. Eğelerin kesici kenarla uzun eksenleri arasındaki açı azaltılarak vidalanma etkisi azaltılmaya çalışılmıştır. Pozitif kesme açısı 2. nesil eğelere yüksek kesme etkinliği sağlamıştır. Bu grupta ProTaper, K3, Mtwo, EndoSequence eğe sistemleri ve yüzey defektlerini azaltmayı ve mekanik özelliklerini iyileştirmeyi amaçlayan “electropolishing” olarak adlandırılan yüzey bitirme işlemi uygulanmış BioRace sistemi yer almaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013). Yapılan çalışmalarda yüzey bitirme işlemlerinin, üretim aşamasında oluşan çatlakların ilerlemesini engelleyerek yüzey pürüzlülüğünü azalttığı ve döngüsel yorgunluğa karşı direnci arttırdığı bulunmuştur (Anderson ve ark., 2007; Lopes ve ark., 2010a).

3. Nesil Eğeler

NiTi metalürjisindeki gelişmeler 3. nesil eğelerin üretiminde öncülük etmiştir. Isıl işlemler NiTi alaşımların geçiş sıcaklıklarını ayarlama da kullanılmaktadır ve NiTi eğelerin yorgunluk direncini etkileyen en önemli yaklaşımlardandır (Gutmann ve Gao, 2012; Shen ve ark., 2013).

Çok sayıda yeni termomekanik işlem görmüş NiTi döner eğeler;

- M-Wire’den üretilen: ProFile GT Series X, ProFile Vortex, ProFile Vortex Blue
- CM’den (Controlled Memory) üretilen: HyFlex CM ve Typhoon
- R fazdaki alaşımdan üretilen: Twisted File ve K3XF (Zhou ve ark., 2013).

M-Wire 2007’de tanıtılmıştır ve NiTi tellere ısıl işlem uygulanmasıyla üretilmiştir. Johnson ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada M-Wire alaşımdan üretilen ProFile eğelerini aynı boyutlarda üretilen süperelastik (SE) tellere göre döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaya karşı %400’e kadar daha dirençli bulmuşlardır. M-Wire

alaşımından üretilen NiTi enstrümanların geleneksel yöntemle üretilen süperelastik NiTi enstrümanlara göre daha yüksek dayanım ve aşınma direncine sahip olduğu bulunmuştur (Ye ve Gao, 2012). Vortex Blue eğeleri M-Wire'dan üretilmektedir ve şekil hafızası olan NiTi döner eğelerdir. Metalin geleneksel NiTi eğelerde görülmeyen mavi renkli titanyum oksit kaplı yüzey tabakası, ProFile Vortex M-Wire'dan kaynaklanan sertlikteki azlığı kompanse ederken, kesme etkinliğini ve aşınma direncini de arttırmaktadır. Yapılan çalışmalarda Vortex Blue'nun yorgunluk direnci ve esnekliği ProFile Vortex M-Wire'dan çok daha yüksek bulunmuştur (Gao ve ark., 2012; Plotino ve ark., 2014)

CM Wire 2010'da endodontiye giriş yapan esnek özellikleri olan yeni bir NiTi alaşımdır. Materyalin hafızasını kontrol eden özel bir termal yöntemle üretilir ve diğer NiTi eğelerde bulunan şekil hafızası olmadan, eğelere çok fazla esneklik özelliği kazandırır. Geleneksel NiTi eğeler %56 oranında nikel içerirken, CM Wire eğelerde ise bu oran %52'dir. Bu eğelerin konvansiyonel NiTi eğelere göre döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaya karşı %300-%800 daha dirençli olduğu bulunmuştur (Shen ve ark., 2011). Eğimli kanallarda kullanırken eğeye önceden eğim verilebilir ve düzleşen spiralleri otoklavla sterilizasyonu takiben orijinal şekline geri dönebilir (HyFlex broşürü, 2016).

R fazdan üretilen Twisted File eğeleri 2008 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu eğeler paslanmaz çelik K-tipi ve reamerların üretildiği yöntemle benzer şekilde R fazında burularak üretilir (Peters ve Paque, 2010). Yapılan çalışmalarda R fazında üretilen eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin yüksek olduğu bulunmuştur (Bhagabati ve ark., 2012; Ha ve ark., 2013).

4. Nesil Eğeler

Ticari olarak piyasada bulunan eğelerin büyük çoğunluğu kök kanallarını şekillendirirken devamlı rotasyonla çalışır. Ancak resiprokasyon hareketi, 1958 yılından beri paslanmaz çelik eğeler için kullanılan, ileri ve geri tekrarlayan hareket için tanımlanan isimdir. Racer ve Giromatic, ilk resiprokasyon hareketiyle çalışan anguldurvalardır. 1958 yılında üretilen Racer ilk vertikal resiprokasyon hareketiyle çalışan ve 1964 yılında üretilen Giromatic saat yönünde (SY) ve saat yönünün tersinde (SYT) 90°'lik eşit resiprokasyon hareketiyle çalışan anguldurvalardır. Zamanla

Giromatic sistem, manuel preparasyona göre daha fazla işlemsel hatalar oluşturduğu için popülaritesini yitirmiştir (Weine ve ark., 1976). Güncel olarak 30° saat yönünde ve tersinde eşit açılarla resiprokasyon hareketi ile çalışan M4 (Sybron Endo), Endo-Eze AET (Ultradent) ve Endo-Express anguldurvaları bulunmaktadır (Haapasalo ve Shen, 2013).

1985 yılında resiprokasyon hareketi tekrar gündeme gelmiş ve eğimli kanalların, el eğelerinin saat yönüne ve tersine eşit olmayan hareketiyle preparasyonu olarak tanımlanan “balanced-force” tekniği tanıtılmıştır (Roane ve ark.,1985). Yared (2008), sterilizasyona dirençli prion kontaminasyonunu önlemek ve kanal içerisinde alet kırılmalarını azaltmak için tek ege sistemini önermiştir. ProTaper F2 egesini resiprokasyon hareketiyle (144° SY, 72° SYT) kullanarak yeni bir kavram oluşturmuş ve resiprokasyon hareketiyle çalışan tek ege sistemlerinin üretimine öncülük etmiştir. Bu hareket, 360°'lik tam bir rotasyonu tamamlamak için aletin beş defa rotasyon yapmasını gerektirmektedir. Böylece aletin elastik limitleri aşılmamış olur (Kim ve ark., 2014). Takibinde 2011 yılında, M-Wire'den üretilen WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties and Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) eğeleri tek ege sistemleri olarak tanıtılmıştır.

Reciproc (VDW, Münih, Almanya), M-Wire teknolojisi ile üretilen ve resiprokasyon hareketiyle çalışan tek ege sistemidir. Alet arka dişlerde ulaşımı kolaylaştırmak için 11 mm'lik kısa shafta ve S şekilli yatay kesite sahiptir. Eğeler 21, 25 ve 31 mm uzunluklarda üretilmektedir. Apikal 3 mm'lik kısmında sabit artan taper açısına ve sonrasında azalan taper açısına sahiptir (Reciproc broşür, 2016). Sistem üç adet egeden oluşmaktadır: Dar ve kanalların büyük çoğunluğu için R25 (25/0.08 mm apikal 3 mm'lik kısmın taper açısı), orta genişlikteki kanallar için R40 (40/0.06 mm apikal 3 mm'lik kısmın taper açısı) ve geniş kanallar için R50 (50/ 0.05 mm apikal 3 mm'lik kısmın taper açısı) önerilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Self-adjusting file (Saf; ReDent-Nova, Raanana, Israel) farklı bir ege dizaynı ve çalışma şekli sunar. Ege içi boş, silindirik ince duvarlı ve kafes şeklindedir. Dış yüzeyi hafif abrazivdir ve 0.4 mm genlikte vertikal hareketle çalışmaktadır. Diğer geleneksel NiTi sistemlerinden farklı olarak içi boş ege preparasyon sırasında eş zamanlı olarak irrigasyon da yapar. Üretici firma egenin kanal içerisine yerleştirildiği

zaman, üç boyutlu kafes şeklindeki formundan dolayı kanal duvarlarının şekline adapte olabildiğini iddia etmektedir. SAF eğesi kullanmadan önce 20 numaralı K-tipi eğeye kadar kanalların genişletilmesi önerilmektedir (Metzger ve ark., 2010).

5. Nesil Eğeler

Beşinci nesil eğeler asimetrik kütle ve rotasyon merkezli eğelerdir. Asimetrik tasarımı eğenin rotasyonu sırasında dalgalı hareketini oluşturur. Revo-S, One Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve Protaper Next (PTN; Dentsply Tulsa Dental Specialties/Dentsply Maillefer) bu jenerasyonun eğelerindendir. Asimetrik eğe tasarımının, eğe ve dentin arasındaki teması ve vidalanma etkisini azalttığı bildirilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013). Piyasaya yeni sürülen yeni jenerasyon One Shape eğeler (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve TRUShape 3D Conforming eğeler (Dentsply Tulsa Dental Specialist) de asimetrik rotasyon hareketiyle çalışmaktadır (Capar ve Arslan, 2015).

One Shape, daimi rotasyonla kullanılmak üzere üretilmiş tek eğe sistemidir. Kesici kısmı uzunluğu boyunca değişken yatay kesitlere sahiptir. Apikalden koronale doğru yatay kesiti 3 adet kesici kenardan oluşan tasarımdan, 2 adet kesici kenarı olan tasarıma doğru aşamalı olarak değişkenlik gösterir (One Shape broşürü, 2016).

Asimetrik yatay kesitin eğe üzerinde oluşan stresi ve vidalanma etkisini azalttığı ve böylece kanalda daha az transportasyon oluşturduğu söylenmektedir (Bürklein ve Schafer, 2013).

2.3. Endodontik “Glide Path”

“Glide path”, kanal ağzından fizyolojik apekse kadar uzanan kök kanallarının pürüzsüz ve engelsiz yolu olarak tanımlanır (West, 2010). Kanalların tespit edilmesi ve “glide path” oluşturulması kemomekanik prosedürün ilk aşamasıdır. “Glide path” oluşturulması, kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi ve kanalın apikal kısmına engelsiz ulaşımın sağlanması açısından kök kanal preparasyonunun en önemli aşaması olarak kabul edilir (Peters ve Peters, 2011). Eğer kanal anatomisi içerisinde döner eğelerin takip edeceği bir “glide path” varsa el eğeleriyle bu doğrulanmalı ya da tıkalı kanallarda “glide path” en baştan oluşturulmalıdır. Kanal anatomisi içerisinde “glide path” kısa, uzun, düz ya da eğimli olabilir (Şekil 3) (Dhingra ve Neetika, 2014). West’e göre (2010) “glide path” olmadan endodontik tedavinin temeli oluşturulamaz.



Şekil 3. “Glide path” değişik uzunlukta, genişlikte ve eğrilikte bulunabilir (Dhingra ve Neetika’dan, 2014)

2.3.1. “Glide Pathin” Önemi

NiTi döner eğelerin klinik kullanımlarında aşırı yük, gerilmeye maruz kaldıklarında kırılma riskleri vardır (Sattapan ve ark., 2000). NiTi döner eğelerin kırılmasında, kök kanallarının orijinal anatomileri tarafından oluşturulan eğilme streslerinin etkisi yüksektir. Oluşan bu stresleri ve dolayısıyla döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma riskini azaltmak üzerine operatörün etkisi ise çok azdır (Pruett ve ark., 1997). Torsiyonel stresler alaşımın elastik limitini aştığında, aletin plastik deformasyonuna ve kırılmasına neden olur (Cheung ve ark., 2005). Torsiyonel streslerin aşırı birikimini önlemede ise en önemli belirleyiciler operatörün becerisi ve preparasyon tekniğidir. Torsiyonel streslerden sorumlu faktörler: Anguldurvaya apikal doğrultuda uygulanan aşırı kuvvet (Kobayashi ve ark., 1997) ile enstrüman ve kanal duvarları arasındaki aşırı temas alanıdır (Peters ve ark., 2003). Üçüncü faktör ise kanal genişliği aletin uç çapından daha küçük olduğunda gerçekleşir ve sonuç “taper lock” olarak bilinir ki devamında aletin plastik deformasyonu ve kırılması takip eder (Yared ve ark., 2001a). “Taper lock” etkisi, döner NiTi eğeler kullanmadan önce koronal ön genişletmeyle (Roland ve ark.,2002; Peters ve ark., 2003) ve “glide path” oluşturulmasıyla azaltılabilir (Berutti ve ark.,2004; Patino ve ark., 2005). Bergmans ve ark. (2001), kök kanal preparasyonu sırasında öncelikli olarak herhangi bir el eğesi kullanılmadan hiç bir şekilde döner eğenin kanalda kullanılmaması gerektiğini belirtmişlerdir. Blum ve ark. (2003) ise endogram ile ProTaper eğelerin kullanımı sırasında kaydedilen vertikal kuvvet ve tork değerlerini ölçmüşler ve NiTi döner

eğelerdeki kırılmayı azaltmak için öncelikli olarak küçük numaralı el eğeleri ile “glide path” oluşturulmasını önermişlerdir.

NiTi eğelerin eşit miktarda olmayan ileri ve geri yönde resiprokasyon hareketiyle kullanılmaları alet kırılma riskini azaltan güncel bir yöntemdir (You ve ark., 2010). Berutti ve ark. (2012), “glide path” oluşturulması durumunda WaveOne eğelerin (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) çalışma boyuna daha kolay ulaştıklarını ve kanal modifikasyonunun anlamlı derece daha az olduğunu bulmuşlardır. Zanette ve ark. (2014) benzer şekilde ProTaper Universal eğelerle yaptıkları çalışmada, “glide path” oluşturulduğu durumda eğelerin apikale daha kolay ilerlediğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda apikalden 2-3 mm mesafede daha merkezi kanal şekliyle birlikte kalan dentin kalınlığının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Ancak eğri kanallarda F3 ve F4 eğeler kullanıldığında apikal transportasyon açısından “glide path” oluşturulmasının avantaj sağlamadığını belirtmişlerdir. Yapılan güncel bir çalışmayla da servikal ve apikal ön genişletme yapıldığında transportasyon oranı daha az ve merkezde kalma oranı daha fazla bulunmuş ve glide path oluşturulması desteklenmiştir (Do Amaral ve ark., 2016). Bu çalışmaların aksine literatürde kanal transportasyonu açısından “glide path” oluşturulmasının herhangi bir etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Uroz-Torres ve ark., 2009; D’Amario ve ark., 2013; Bürklein ve ark., 2014). “Glide path” oluşturulmasının preparasyon sırasında taşan debris miktarına etkisini inceleyen bir çalışmada ise, apikalden taşan debris miktarının “glide path” oluşturulduğunda daha az olduğu bulunmuştur (Topçuoğlu ve ark., 2016).

2.3.2. Glide Path Preparasyon Teknikleri

K-Tipi Eğeler

Bir çok yazar “glide path” preparasyonu için manuel olarak K-tipi eğelerin kullanılmasını önermektedir (Berutti ve ark., 2004; West, 2006). “Glide path” preparasyonu için paslanmaz çelik el eğelerinin ve K-tipi eğelerin kullanılmasının avantajları ve dezavantajları Cassim ve van der Vyver (2013) tarafından şöyle özetlenmiştir:

- K-tipi eğeler daha iyi dokunma hassasiyeti sağlar ve kanal içerisinde kırılma ihtimalleri daha azdır (Mounce, 2005).

- Kanal içerisine yerleştirilen küçük numaralı bir K-tipi eğe kanaldan çıkarıldığında kanalın şeklini gösterir. Kanalın kurvatür ve eğriliği hakkında hekime bilgi verir (Jerome ve Hanlon, 2003; Berutti ve ark., 2004; Mounce, 2005; van der Vyver, 2011; Kalyoncuoğlu ve Kayahan, 2016).

- Paslanmaz çelik el eğelerinin sertliği blokaj ve kalsifikasyon olan kanallarda yol bulma ve ilerlemede kolaylık sağlar (Mounce, 2005; Young ve ark.,2007).

- Daha düşük fiyatlıdır ve özel bir endodontik motor kullanılmasını gerektirmezler (Cassim ve van der Vyver, 2013).

El eğeleriyle “glide path” oluşturulmasının dezavantajları:

- Hekimin daha çabuk yorulması ve daha fazla el yorgunluğu (Cassim ve van der Vyver, 2013),

- “Glide path” preparasyonu için harcanan zamanın fazlalığı (Berutti ve ark., 2009),

- Daha büyük eğelerle kanalda transportasyonun başlama ihtimali (Berutti ve ark., 2009; West, 2010),

- Orijinal kanal anatomisindeki değişiklik (Berutti ve ark, 2009; Pasqualini ve ark., 2012a, Alovisi ve ark., 2016),

- Apikalden itilen debris miktarının döner eğelerle oluşturulan “glide path” e göre daha fazla olmasıdır (Pasqualini ve ark., 2012b).

Berutti ve ark. (2004), “glide path” preparasyonundan sonraki kanal çapının, kullanılacak ilk döner eğenin uç çapından en az bir boy daha büyük olması gerektiğini savunmaktadır. West (2010), “glide path” için kanalda sıkışmayan minimum #10 numaralı K-tipi eğeyi önermiştir. Aynı zamanda #10 numaralı K-tipi eğeden daha büyük boyutta “glide path” preparasyonu için Roane ve ark. (1985) tarafından 15 ve daha büyük numaralı eğeler kullanıldığında kanalda transportasyon riskini azaltmak için önerilen “balanced forced” hareketiyle eğelerin kullanılmasını vurgulamaktadır. Bu hareket aletin kanalda sıkışmaması için saat yönünde döndürülmesini ve sonrasında saat yönünün tersinde apikale doğru ilerletilmesini içermektedir. Saat yönündeki hareket sırasında eğenin kesici kenarları dentini keser ve apikal saat yönünün tersine hareketle kesilen dentin eğenin oluklarına toplanır. Bu hareket eğe apikale ilerleyene kadar birden

fazla kez tekrarlamayı gerektirebilir. Daha geniş bir “glide path” elde edildikten sonra eğe saat yönünde döndürülerek geri çekilir (West, 2010).

2006 yılında West, dar kanallarda dentini uzaklaştırmak için K-tipi eğenin saat kurma hareketiyle, devamında da vertikal yönde 1 mm genlikte ileri geri hareketle kullanılmasını önermiştir. Vertikal yöndeki hareketin, aşamalı olarak kanal duvarlarındaki dentin uzaklaştırılıp, eğe apikal yönde rahat bir şekilde ilerleyene kadar artırılmasını önermiştir. Döner eğe kullanmadan önceki en küçük “glide path” eğesinin kanal içerisinde sıkışmayan 10 numaralı K-tipi eğe olmasını tavsiye etmektedir.

Van der Vyver’in (2010) oluşturulan “glide pathi” doğrulamak için önerdiği teknikte ise; #15 ya da #20 numaralı K-tipi eğe çalışma boyunda yerleştirilmelidir. Çalışma boyundaki eğe 1.5 mm geri çekilip herhangi bir zorlanmaya maruz kalmadan çalışma boyuna ilerletilir. Aynı işleme eğe çalışma boyundan 3 mm ve ardından 5 mm geri çekilip ilerletilerek devam edilir. Eğe kanal içerisinde çalışma boyundan 5 mm’lik mesafede herhangi bir zorlanmaya maruz kalmadan hareket edebildiğinde oluşturulan “glide path” doğrulanmış olur.

Kanalda yol bulucu ve “glide path” preparasyonu için önerilen diğer eğeler; Antaeos Stiff “C” file (Schwed, Kew Gardens, NY), C File (Dentsply/Tulsa, Tulsa, OK), C file (Roydent, Hoboken, NJ), C+ file (Dentsply/Maillefer, Johnson City, TN), D finder (Mani, Tochigi-ken, Japan), Hi-5 file (Miltex, York, PA), Pathfinder CS (SybronEndo, Glendora, CA), Pathfinder SS (SybronEndo), S finder (JSDental/Sendoline, Ridgefield, CT), Stiff K file (Brasseler, Savannah, GA) ve Flexofile (Dentsply/Maillefer) farklı uç çaplara, yatay kesitlere, taper açlarına ve oluk dizaynlarına sahiptirler (Allen ve ark., 2007).

Resiprokasyon Yapan Anguldurvalarla El Eğelerinin Kullanımı

“M4 Safety Handpiece” (Sybron-Kerr, Orangei CA), 2008’de Kinsey ve Mounce tarafından küçük numaralı K-tipi eğelerin resiprokasyon hareketiyle çalıştırılarak “glide path” oluşturulması için kullanılması önerilmiştir. Endo-Express (Essential Dental Systems, NJ,USA) ve M4 anguldurvalar saat yönünde ve tersinde 30° hareketle çalışmak üzere üretilmişlerdir. NSK Ti-Max Ti35L 10:1 (NSK, Nakanishi, Japan) da el eğeleriyle kullanılmak üzere üretilen, 90° açıyla resiprokasyon yapan anguldurvadır (Cassim ve van der Vyver, 2013).

Resiprokasyon yapan anguldurvalar el eğelerinin saat kurma hareketiyle çalışmasını taklit etmektedir. Bu anguldurvaların kullanımının temel avantajları geleneksel manuel olarak oluşturulan “glide path” göre özellikle dar ve eğri kanallarda harcanan zamanı ve hekimin yorgunluğunu azaltmasıdır. Bu teknikte küçük numaralı K-tipi eğe ile kanal boyuna ulaştıktan sonra 30 derece saat yönünde ve tersinde hareketle alışan M4 anguldurvaya takılan el eğesi, 1-3 mm ileri geri hareketle ve yaklaşık her kanalda 15-30 sn kalacak şekilde kullanılır (Kinsey ve Mounce, 2008; van der Vyver, 2010). Bu tekniğin dezavantajları ise özel anguldurva gerektirmesi, 15 numaradan daha büyük eğelerde apikalde transportasyon oluşma riski, gereğinden fazla kullanılmasıyla aşırı dentin uzaklaştırma riski, anguldurvanın apikale ittirilmesiyle debrisin apikalden taşma riskidir (Kinsey ve Mounce, 2008).

Glide Path İçin retilen Döner NiTi Eğeler

Son zamanlarda NiTi döner eğeler, “glide path” preparasyonu için kolaylık sağlamaları ve etkinlikleri açısından piyasaya sunulmuştur (Ha ve ark., 2015).

Kanalda NiTi döner eğelerle “glide path” oluşturulduğunda daha büyük boyutlu NiTi eğelerin kullanımını kolaylaştırdıkları ve performansını arttırdıkları, uzaklaştırılan dentin miktarının dolayısıyla transportasyonun daha az olduğu belirtilmiştir (Elnaghy ve Elsaka, 2014). NiTi döner eğelerle oluşturulan “glide path” sonrası manuel oluşturulan “glide path” göre postoperatif daha az ağrı oluştuğu ve semptomların daha hızlı azaldığı gözlenmiştir (Pasqualini ve ark., 2012b). NiTi döner eğelerle oluşturulan “glide pathin” paslanmaz elik K-tipi el eğeleriyle oluşturulan “glide path” göre kanalda daha az transportasyon oluşturduğu ve orijinal kanal kurvaturnn daha iyi korunduğu bulunmuştur (Berutti ve ark., 2009; Ajuz ve ark., 2013; Alovise ve ark., 2016). Döner eğelerle “glide path” oluşturulmasında operatörün tecrübesinin öneminin olmadığı, tecrübesiz hekimlerin tecrübeli hekimlerin el eğeleriyle oluşturduğu “glide pathle” kıyaslandığında daha konservatif preparasyon oluşturdukları belirtilmiştir (Berutti ve ark. 2009).

Döner NiTi eğelerle “glide path” oluşturmak için üretilen eğeler:

- 2009 yılında Dentsply Maillefer (Ballaigues, İsviçre) firması tarafından ilk kez üretilen 3 eğeden oluşan PathFile (PF) ve daha sonra aynı firma tarafından üretilen tek eğeden oluşan ProGlider (PG) eğesi.

- 2011 yılında Micro-Mega (Besançon Cedex, Fransa) tarafından üretilen %3 taperlı G Files: G1 ISO 12, G2 ISO 17 uç çaplarındadır. Asimetrik uç kısmı eğenin kanal içerisinde ilerlemesini kolaylaştırır. Yatay kesiti, üç farklı yarıçapı olan kesici kenarlardan oluşur. Bu özellik debrisin uzaklaştırılmasını ve kesme etkinliğini artırır. Apikale doğru ilerlemede etkinliği arttırmak için eğe yüzeyi “electropolishing” işlemi görmüştür (G-File broşür, 2016). One G eğesi Micro-Mega firması tarafından “glide path” preparasyonunun tek bir eğeyle yapılabilmesi için üretilmiştir. Eğe 0.14 mm uç çapındadır ve %3 taper açısına sahiptir. Üretici firma tarafından üç farklı yarıçapı olan kesici kenarlardan oluşan asimetrik kesitinin daha iyi debris eliminasyonu sağladığı ve kesici kenarlar arasındaki değişken oluk tasarımının vidalanma etkisini azalttığı savunulmaktadır (One G broşür, 2016). Tek eğe “glide path” preparasyon eğesi üretmek için yapılan One G eğesinin prototip çalışmasında One G'nin G File sistemindeki G2 eğesinden daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu, torsiyonel direncinin ise G1 ve G2 eğelerinin değerleri arasında olduğu belirtilmiştir (Ha ve ark., 2015).

- EndoWave mechanical glide path (MGP) (J Morita, California, ABD) eğeleri 3 adet eğeden oluşmaktadır. EndoWave 1 numaralı eğe mor renkli ISO 10 uç çapında, 2 numaralı eğe beyaz renkli ISO 15 uç çapında, 3 numaralı eğe ise ISO 20 uç çapındadır ve eğeler sabit %2 taper açısına sahiptir. Eğeler elektro kimyasal yüzey işlemi yaparak üretim işlemine bağlı yüzey pürüzlülüğü giderilmeye çalışılmıştır (EndoWave broşür, 2016).

- X-Plorer Canal Navigation NiTi Files (Clinician's Choice Dental Products Inc., New Milford, AB) serisi 2010 yılında piyasaya sürülmüştür ve 3 adet eğeden oluşmaktadır. Kesici yüzey uzunluğu apikalde 10 mm olacak şekilde üretilmiştir. Üretici firma tarafından kısa olan bu kesici kısmın dişle oluşan yüzey temasını ve torsiyonel sıkışmayı azalttığı iddia edilmektedir. Kesici olmayan uç kısmı 75° uç açısına sahiptir. Üretici firma ISO 8 ve 10 numaralı eğelerle apikale ulaşıldıktan sonra bu eğelerin kullanılmasını önermektedir. İlk eğe ISO 15 uç çapında, üçgen yatay kesitiyle %1 taper açılıdır. İkinci eğe kare kesitlidir ve %1 taper açılı olup ISO 20 uç çapındadır. Üçüncü eğe ise ISO 20 uç çapında %2 taper açılı ve kare kesitlidir. Azaltılmış taper açısı esnekliği artırarak eğenin apikale ulaşmasını kolaylaştırmaktadır (Nahmias ve ark., 2013).

- ScoutRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) eğeleri %2 taper açısından oluşmaktadır ve yatay kesitleri üçgendir. “Electropolishing” işlem görmüş yüzeyler üretim sırasında oluşan yüzey defektlerini azaltmayı amaçlamaktadır. Eğeler kanalda vidalanmayı azaltmak için değişken kesici kenarlara sahiptir. ScoutRace eğeleri aşırı kurvatürlü ve “S” şekilli kanalların preparasyonu için tasarlanmıştır. Sistem üç adet eğeden oluşmaktadır ve uç çapları ISO 10 (mor renkli), ISO 15 (beyaz) ve ISO 20 (sarı) olmakla birlikte ISO 6 ve 8 numaralı K tipi eğelerle çalışma boyuna ulaştıktan sonra kullanılmaları önerilmektedir (ScoutRace broşür, 2016).

- Race ISO 10 (FKG Dentaire) eğeleri FKG firmasının “glide path” oluşturulması için ürettiği “electropolishing” uygulanmış eğelerindedir. Sistemde bulunan tüm eğeler ISO 10 uç çapındadır ve 02, .04, .06 gittikçe artan taper açılarıyla üç adet eğeden oluşmaktadır. Bu eğelerin temel kullanım alanı kalsifiye, dar kanallar ve aşırı koronal eğriliği olan kanallardır (Debelian ve Trope, 2012).

- HyFlex GPF (Coltene/Whaledent, Altstatten, İsviçre), CM Wire’den üretilen “glide path” eğesidir. ISO 15 apikal uç çapında .01 ve .02 taper açılı ve ISO 20 uç çapında .02 taperli eğeler olmak üzere toplamda 3 adet eğeden oluşmaktadır. 21, 25 ve 31 mm uzunluklarda bulunmaktadır ve yatay kesidi kare şeklindedir (Capar ve ark., 2015b).

- HyFlex EDM glide path eğesi (Coltene/Whaledent, Altstatten, İsviçre) de HyFlex GPF eğeleri gibi CM Wire’den üretilmektedir. Üretim yöntemi elektroerozyon yöntemi olarak adlandırılmaktadır ve tıp alanında oldukça sık ancak endodontide ilk defa kullanılan bir yöntemdir. Eğenin yüzeyi bu yöntemle özgü krater benzeri çukurcuklu görünümle karakterizedir (Iacono ve ark., 2016). HyFlex EDM glide path eğesi, tek eğeden oluşmakla birlikte ISO 10 apikal uç çapa ve .05 taper açısına sahiptir. Bu yöntemle üretilen eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin %700 daha fazla olduğu bildirilmiştir (HyFlex EDM broşür, 2016).

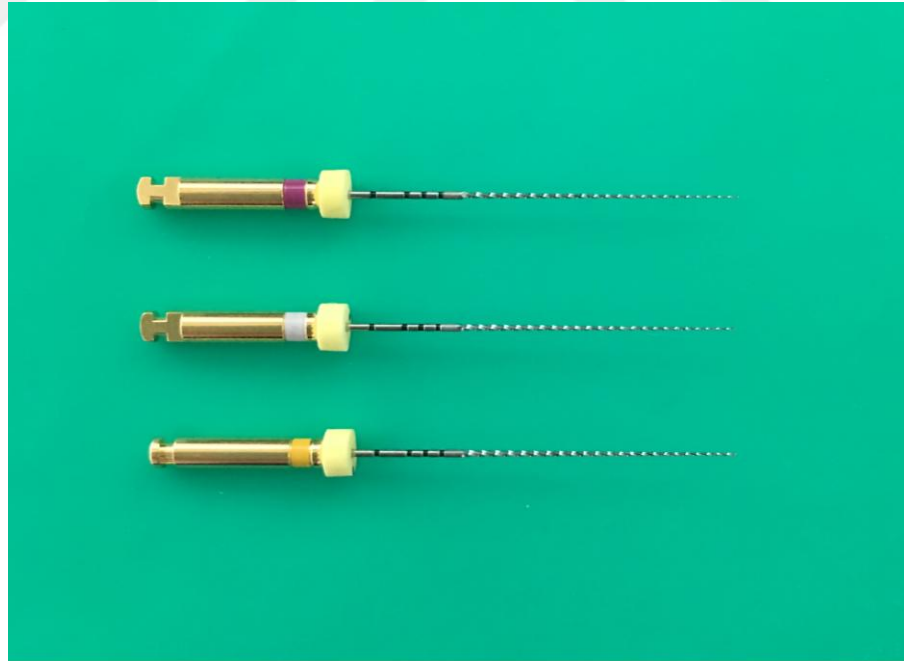
“Glide path” oluşturulması için el eğeleri, resiprokasyon yapan anguldurvalar ve NiTi döner eğeler ayrı ayrı kullanılabileceği gibi 2011 yılında Van der Vyver “glide path” preparasyonu için kombinasyon yöntemini önermiştir. Bu yöntemde paslanmaz çelik K-tipi eğeler (6 numaralı eğeden 10 numaralı eğeye kadar) saat kurma hareketiyle apikale kadar ilerletilip daha sonra bu eğelerin resiprokasyon yapan anguldurvaya takılarak kanalda kullanımıyla ilk aşama “glide path” oluşturulur. Son olarak döner

NiTi PathFile eğeleri ile “glide path” genişletilerek “glide path” preparasyonu tamamlanır (Van der Vyver, 2011). Lopes ve ark., 2012’de yaptıkları çalışmada PathFile, Scout Race ve C-Pilot eğelerinin eğilme, burulma, açısız eğilme, torsiyonel ve dögüsel yorgunluğa bağı kırılmaya karşı dirençlerini incelemiştir. Uygulanan farklı testlerde eğelerin farklı sonuçlar verdiğini göz önünde bulundurarak paslanmaz çelik el eğeleri ve NiTi döner eğelerin “glide path” oluşturma sürecinde kombine kullanımını önermişlerdir.

2.4. Çalışmamızda Kullandığımız Eğeler

2.4.1. PathFile

“Glide path” preparasyonu için Dentsply firması (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) tarafından üretilen PathFile NiTi döner alet sistemi 3 egeden oluşmaktadır (Şekil 4). Eğelerin taper açıları sabit .02 ve uç çapları PathFile 1 (mor) için ISO 13, PathFile 2 (beyaz) için ISO 16, PathFile 3 (sarı) için ISO 19’dur. Konvansiyonel austenit NiTi alaşımdan üretilmişlerdir ve yatay kesitleri kare şekillidir (Nakagawa ve ark., 2014).



Şekil 4. PathFile eğeleri

PathFile döner eğelerin özellikleri Cantatore ve ark. (2010) tarafından özetlenmiştir:

- Uç çapları: Sırasıyla 0.13, 0.16 ve 0.19 mm'dir.
- Uzunlukları: 21, 25, 31 mm uzunluklarda bulunabilmektedir.
- Uç tasarımı: Basamak ve zip oluşumunu önlemek için kesici olmayan yuvarlatılmış uç kısmı vardır.

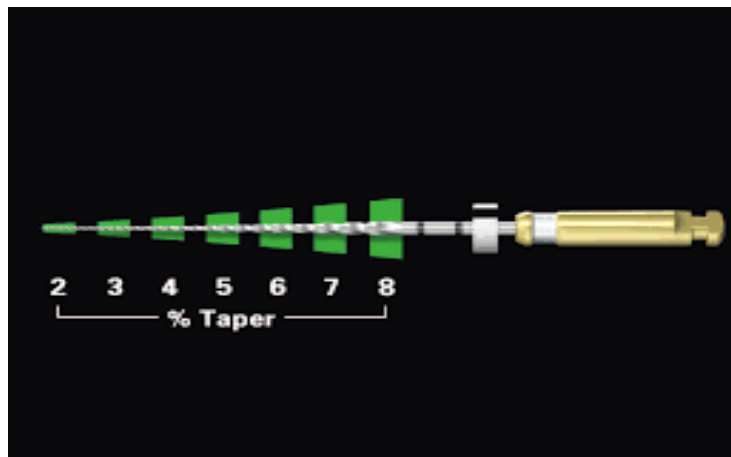
- Kesit ve kesme kapasitesi: PathFile kare şekilli yatay kesite sahiptir. Kare yatay kesiti, küçük uç çaplı ve düşük taperlı olmasına rağmen torsiyonel streslere karşı dayanımı artırır. Uzun ve kalifiye kanallarda dört kesici kenar etkinliği artırır.

- Kesici kenarlar (bıçaklar) arası mesafe: Debrisin uzaklaştırılabilmesini sağlamak ve aynı anda aletin dayanımını arttırmak için optimize edilmiştir.

- Esneklik: Aletin NiTi alaşım ve 0.02 taper açısı sayesinde sağlanmıştır.

2.4.2.ProGlider

ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) “glide path” preparasyonu için üretilen tek eğeden oluşan döner ege sistemidir. ProGlider M-Wire alaşımdan üretilmiştir ve kare şekilli yatay kesite sahiptir. Diğer “glide path” eğelerinin aksine sabit taper açılı değil, uzunluğu boyunca %2'den %8'e değişen progresif taper açılıdır (Ruddle ve ark.'dan, 2014) (Şekil 5). Progresif taper açısı şekillendirme işleminde kullanılacak eğeler için koronal ön genişletme sağlar. Üretici firma çoklu paslanmaz çelik eğelere göre “glide path” preparasyonu için gereken süreyi %40 azalttığını belirtmektedir. Ege 21, 25, 31 mm uzunluklarda bulunabilmektedir (ProGlider broşür, 2016).



Şekil 5. ProGlider'in progresif artan taper dizaynı (Ruddle ve ark.'dan, 2014)

2.4.3.WaveOne

1958'de paslanmaz çelik el eğelerinin ileri ve geri tekrarlayan hareketiyle kullanımı olarak tanımlanan resiprokasyon hareketi 1964 yılında Giromatic sistemin (MicroMega) tanıtılmasıyla da saat yönünde ve tersine eşit açılarla çalışan sistemlerin üretimine öncülük etmiştir (Ruddle, 2012). Yared (2008)'in kanal preparasyonunu tek ege ile bitirmeyi öneren çalışmasında F2 ProTaper eğeleri hiç bir zaman bu amaçla kullanılmamıştır ancak tek ege konsepti çok fazla ilgi görmüş ve 2011 yılında WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialities) ve Reciproc (VDW, Munich, Germany) eğelerinin üretimine öncülük etmiştir (Ruddle, 2012).

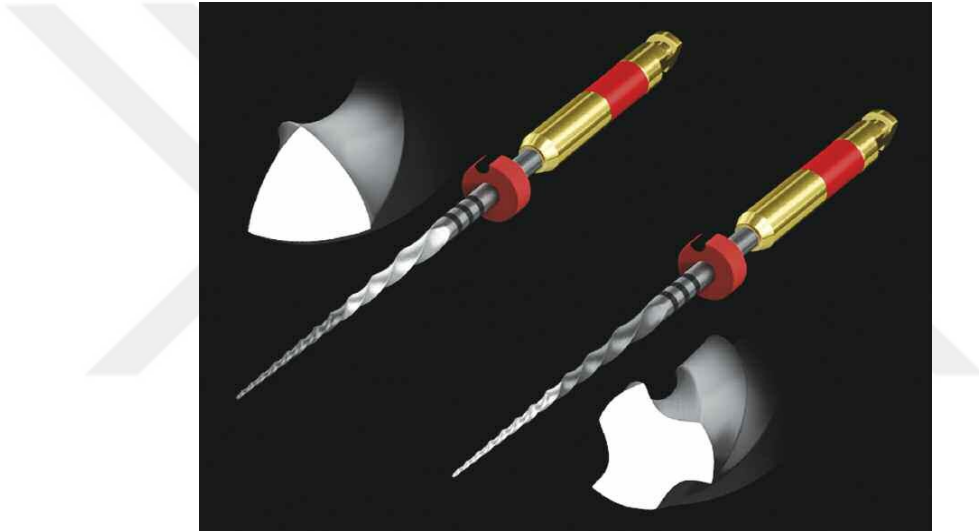
WaveOne resiprokasyon hareketi yapan tek ege sistemi, üç egeden oluşmaktadır ve 21, 25 ve 31 mm uzunluklarda bulunmaktadır (Şekil 6).



Şekil 6. WaveOne döner ege sistemi (Ruddle'dan, 2012)

- WaveOne Small (sarı renkli) ince kanallarda kullanılmak üzere üretilmiştir. ISO 21 uç çapında ve uzunluğu boyunca %6 devamlı artan taper açısına sahiptir.
- WaveOne Primary (kırmızı renkli) kanalların büyük çoğunluğunda kullanılmak üzere üretilmiştir. ISO 25 uç çapındadır. %8 apikal taperi koronale doğru azalır.
- WaveOne Large (siyah renkli) geniş kanallarda kullanılmak üzere üretilmiş olup WaveOne Primary egesi gibi apikal taper açısı %8'dir ve taper açısı koronale doğru azalmaktadır (Webber ve ark., 2011).

WaveOne Primary (kırmızı 25/.08) ve Large (siyah 40/.08) eğeleri D1-D3 arasında %8'lik sabit taper açısına sahipken, D4-D16 arasında kademeli olarak azalan taper açısına sahiptir. Eğenin bu şekilde tasarımı esnekliği artırarak preparasyon sonucunda, koronal üçte ikilik kısımda kalan dentin miktarını korumayı amaçlar. WaveOne eğelerinin aktif kesici kısmı boyunca iki farklı yatay kesiti vardır (Ruddle, 2012) (Şekil 7). Yatay kesiti D1-D8 arası radyal alanı olan modifiye konveks üçgenden, D9-D16 arası nötral kesme açılı konveks üçgenden oluşan yatay kesite değişiklik gösterir (Bürklein ve ark., 2012). WaveOne eğelerin değişken oluk ve heliks açısı ile kesici olmayan modifiye uç kısmı vardır. Tüm bu özellikler eğenin güvenliğini ve esnekliğini arttırmaktadır (Webber ve ark.,2011).



Şekil 7. Tek bir WaveOne eğesinde 2 farklı yatay kesit (Ruddle'dan, 2012)

Endodontik enstrümanların temizlenmesi ve güncel yöntemlerle sterilizasyonundaki yetersizlik hastalar arası çapraz enfeksiyon riskini doğurmaktadır (Letters ve ark., 2005). İnsan diş pulpasındaki muhtemel prion varlığı nedeniyle (Schneider ve ark., 2007) çapraz enfeksiyonu önlemek ve alet kırılmalarını azaltmak için kök kanalı içerisinde kullanılacak eğelerin tek kullanımlık olması önerilmiştir (Yared, 2008). WaveOne eğeler her hastaya uygulanan tedavinin standart olması gerekliliği nedeniyle tek kullanımlık üretilmişlerdir. Sterilizasyondan sonra eğenin plastik renkli kodlayıcısı deforme olarak eğenin tekrar anguldurvyaya takılmasını önlemektedir (Webber ve ark., 2011)

WaveOne eğeler, kırılmaya direnci arttırmak için M-Wire teknolojisi kullanılarak üretilmiştir. M-Wire özel termal yöntem kullanılarak üretilen nikel-

titanyum alaşımdır ve bu alaşımın eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini ve esnekliğini arttırdığı iddia edilmektedir (Al-Hadlaq ve ark., 2010; Gao ve ark., 2010).

WaveOne eğeleri resiprokasyon hareketiyle çalışan eğelerdir. Daha önceden ProTaper eğelerle yapılan çalışmalarda daimi rotasyon hareketiyle kıyaslandığında resiprokasyon hareketiyle çalışan eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin ve eğelerin klinik kullanım ömrünün arttığı gösterilmiştir (De-Deus ve ark., 2010; You ve ark., 2010). Üretici firma tarafından WaveOne eğelerin rotasyonel hareket miktarının 170° SY ve 50° SYT olduğu bildirilmektedir (Kim ve ark., 2012a).

WaveOne eğelerinin 6:1 redüksiyonlu anguldurvası olan WaveOne motor ile kullanılması önerilmiştir. Resiprokasyon açısı ve hız ayarları kayıtlı olan önceden programlanmış bir motordur. SY hareket miktarı, SYT hareket miktarından daha küçüktür. SYT hareketle alet dentine bağlanır ve kesme hareketi gerçekleşir. SY hareketle eğe bağlandığı dentinden ayrılır. Üç adet resiprokasyon döngüsünün sonucu olarak bir adet tamamlanmış tersine rotasyon oluşur ve eğe apikal yönde ilerler (Weber ve ark., 2011). Sonuç olarak alet üzerine çok hafif kuvvet uygulamak gerekir çünkü aletin kanal içerisinde ilerlemesi neredeyse otomatik olarak gerçekleşir (Gavini ve ark., 2012). Bu hareket döngüsel yorgunluğu (De-Deus ve ark., 2010) ve sonuç olarak alet kırılmalarını azaltmaktadır (Yared, 2008; Varela-Patino ve ark., 2010).

Preperasyon için hangi WaveOne eğesinin kullanılacağına karar vermek için 10 numaralı K-tipi eğe kullanılır. Eğer;

- ISO 10 K-tipi eğe kanalda zorlukla ilerliyorsa WaveOne Small eğelerin,
- ISO 10 K-tipi eğe rahat bir şekilde ilerliyor ve kanalda sıkışmıyorsa WaveOne Primary eğelerin,
- ISO 20 K-tipi veya daha büyük numaralı bir eğe çalışma boyuna ulaşıyorsa WaveOne Large eğelerin kullanılması önerilmiştir (Weber ve ark., 2011).

WaveOne eğelerinin klinik kullanımlarında kanal girişleri lokalize edildikten sonra 10 numaralı K-tipi egeyle apikal açıklığın kontrol edilmesi ve “glide path” oluşturulması önerilmektedir (Weber ve ark., 2011). Birçok yazar oluşturulan “glide pathin” kanalda kullanılacak ilk döner egeyle aynı ya da bir numara büyük boyutta olmasını önermektedir (Berutti ve ark., 2004; Berutti ve ark., 2009). Oluşturulan “glide pathin” genişletilmesi manuel olarak ya da döner eğeler yardımıyla gerçekleştirilebilmektedir. Dentsply firması (Dentsply Maillefer), kanalda herhangi bir

döner ege kullanmadan önce oluşturulan “glide pathin” genişletilmesi için PathFile ve ProGlider eğerlerini piyasaya sürmüştür. PathFile ve ProGlider’in WaveOne Small ve Primary eğerleri için kullanılabileceğini, Large eğerler için ise gerek olmadığı belirtilmektedir (Dentsply Maillefer, 2016).

2.5. NiTi Eğerlerde Görülen Kırılmalar

Alet kırılması endodontide hekim için ciddi bir endişe kaynağıdır. Paslanmaz çelik eğerler kırılmadan önce genellikle deforme oldukları için hekimler bu aletleri kullanmadan önce deformasyon açısından gözle inceleyebilir. Aşırı derecede kıvrılmış, yivleri açılan deforme eğerler aletin elastik limitinin aşıldığını gösterir. Böyle durumlarda alet atılmalı, tekrar kullanılmamalıdır (Pruett ve ark., 1997).

NiTi eğerler eğri kanalların preparasyonunda kolaylık sağlarlar. NiTi eğerler süperelastiktir ve aletin elastik limiti aşılmadan paslanmaz çelik eğerlerden daha fazla bükülebilir (Walia ve ark., 1988; Serene ve ark., 1995). Bu esneklik eğimli kanalların minimal transportasyonu ile preparasyonunu mümkün kılan bir özelliktir (Glosson ve ark., 1995; Taşdemir ve ark., 2005). NiTi eğerlerin tüm bu avantajlarına rağmen kırılması nadir rastlanan bir durum değildir. NiTi döner eğerlerin klinik kullanımları sırasında kırılma insidansı %0.4-3.7 arasında bildirilmiş olup yaklaşık olarak ortalama %1’dir (Parashos ve Messer, 2006).

Sattapan ve ark. (2000), NiTi döner eğerlerdeki kırılmayı, kırık alanın yanındaki kesici kenarlardaki plastik deformasyon varlığına veya yokluğuna göre torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluk şeklinde 2 tipte olduğunu belirtmiştir. Wei ve ark. (2007), klinik kullanım sonrası ProTaper eğerlerini SEM ile incelediklerinde hem torsiyonel kırılma hem de döngüsel yorgunluğun işaretlerini taşıyan iki tipin bir arada olduğu kombine modu tanımlamıştır.

Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma, eğerin ucu veya herhangi bir kısmı kanal içerisinde sıkıştığında, aletin gövdesi dönmeye devam ettiğinde oluşur. Anguldurva tarafından uygulanan tork, metalin elastik limitini aştığında alet kırılması kaçınılmaz olur (Martin ve ark., 2003). Torsiyonel yük nedeniyle kırılan eğerler plastik deformasyonun tipik özelliklerini; yivlerde açılma, düzleşme, sarmalların tersine dönmesi, kıvrılmasını tek başına veya bir arada göstermektedir (Sattapan ve ark., 2000).

Metal yorgunluğu nedeniyle meydana gelen döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmada ise alet kanalda herhangi bir sıkışmaya uğramadan eğimli kanalda serbestçe döndüğünde, maksimum eğilme noktasında sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kaldığında oluşur (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999). Kurvatürün dış kısmında alet üzerinde gerilme, iç kısmında ise sıkışma kuvvetlerinin tekrarlayan döngüleri sonucu alet zamanla döngüsel yorgunluğa uğrar ve kırılır (Pruett ve ark., 1997).

2.5.1. Kırılmaya Neden Olan Faktörler

Birçok durumda NiTi döner eğerlerde kırılma aşırı (Gambarini, 2001) ya da yanlış kullanım sonucu (Sattapan ve ark., 2000) görülmektedir ki bu durumlarda doğru eğitimin önemi vurgulanmaktadır (Yared ve ark., 2001a; Mesgouez ve ark., 2003). Ancak bununla birlikte birçok faktör NiTi döner eğerlerin kırılmasına yatkınlık sağlamaktadır.

Alet Tasarımı

Hem yatay kesit alanı hem de ege tasarımı (mekanik yükleme sırasındaki stres dağılımını etkilemektedir) torsiyonel ve döngüsel strese maruz kaldığında eğerin kırılmaya olan direncini etkileyebilmektedir. Geniş yarıçaplı eğerlerin küçük yarıçaplı olanlara göre daha erken döngüsel yorgunluğa uğradığı gösterilmiştir (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999) ve bu eğerlerde büyük stres birikimi olduğu görülmektedir. Miyai ve ark. (2006), alaşım özellikleri veya klinik kullanımı tam olarak göstermediğinden bu durumun her zaman geçerli olmayacağını belirtmiştir. Ancak, alet yarıçapındaki ve dolayısıyla yatay kesitteki artış da torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılmaya karşı direnci arttırmaktadır (Yared ve ark., 2003; Guilford ve ark., 2005).

NiTi eğerlerin taper açısı eğerlerin kırılması için gerekli olan kuvvet miktarını da etkilemektedir. Döner eğerlerin kanalda sıkışma ve vidalanma eğilimi aynı taperlı fakat daha küçük uç çaplı eğerlerde artmakta ve alet ucunun torsiyonel olarak aşırı yüke maruz kalmasına neden olmaktadır (Wolcott ve Himel, 1997). Farklı taper açılı eğerlerden oluşan NiTi döner eğerler sabit taper açılı eğerlerle kıyaslandığında kanal duvarlarıyla olan teması azaltarak hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluğun azalmasını sağlamaktadır (Schrader ve Peters, 2005).

Yatay kesit alanının döngüsel yorgunluğa karşı dirençte önemli rolü bulunmaktadır. Alet yarıçapı arttığında döngüsel yorgunluğa karşı direnç azalmakta böylece kırılıncaya kadar geçen zaman azalmaktadır (Ullmann ve Peters, 2005).

Preparasyon Tekniği

Apikal preparasyondan önce koronal genişletme prensibine dayanan crown-down preparasyon tekniğinin küçük numaralı eğelerin torsiyonel yorgunluk nedeniyle oluşabilecek kırılma insidansını azalttığı gösterilmiştir (Roland ve ark, 2002). Kanalların çalışma boyunda 15-20 boyuta kadar ön genişletilmesi, daha sonra kullanılacak daha büyük numaralı alet üzerinde oluşacak torsiyonel stresleri azaltmakta ve böylece aletin kırılma ihtimalini de azaltmaktadır (Peters ve ark., 2003). Tercihen minimum 15 numaraya kadar genişletmeyi içeren “glide path” konsepti alet üzerinde oluşacak tork değerini de azaltmaktadır (Blum ve ark., 2003).

Eğelerin kanal içerisinde “pecking” (gagalama) hareketiyle kullanılmasının, eğe üzerinde oluşan yükün lokalize bir alan yerine uzunluğu boyunca yayılmasına yol açtığından eğenin yorulmaya karşı ömrünü arttırdığı belirtilmiştir (Li ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006).

Mtwo eğeler üzerinde yapılan çalışmada eğelerin preparasyon sırasında kanal duvarlarına lateral kuvvetle kullanımı olarak tanımlanan “brushing motion” hareketinin küçük numaralı eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinde herhangi bir artışa sebep olmadığı gösterilmiştir. Ayrıca daha büyük numaralı Mtwo 25/06 eğesinde ise döngüsel yorgunluktaki azalma “brushing motion” ile artmıştır (Plotino ve ark. 2007).

NiTi eğelerin endodontik motor ya da el ile kullanımı benzer kırılma oranları vermiştir. Ancak kırılma mekanizmalarında farklılık görülmektedir. El ile kullanılan eğeler endodontik motor ile kullanılan eğelere göre, daha çok torsiyonel kırılmaya maruz kalmıştır (Cheung ve ark, 2007a).

Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

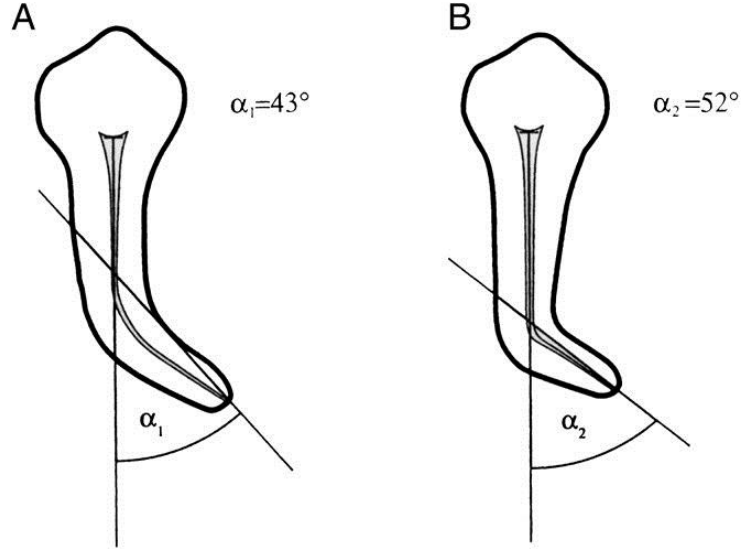
Farklı marka eğelerin sahip olduğu yatay kesit alanları ve şekillerindeki farklılıklar nedeniyle torsiyonel dayanımları da farklılık göstermektedir (Miyai ve ark., 2006). Uygulanan tork değeri materyalin nihai dayanımının altında olduğunda, aletin torsiyonel kırılmasını önlemek de mümkün olabilmektedir. Bu prensip “tork kontrollü” endodontik motorların üretilmesine öncülük etmiştir ve anguldurvaya iletilen maksimum torku limitlemektedir (Gambarini, 2000). Üretici firma tarafından çeşitli boyutta eğeler için önceden kaydedilmiş programlarda çalıştırıldığında, alet üzerinde oluşan aşırı stresi önlemek için motor durur ya da otomatik olarak eğeyi tersi yönde döndürür. Bu tarz endodontik motorların özellikle deneyimsiz hekimler tarafından

kullanıldığında alet kırılmalarının azaldığı gösterilmiştir (Yared ve Kulkarni, 2002). Deneyimli hekimlerin ise alet üzerindeki bu tarz kontrolden çok fazla yarar görmeyeceği bildirilmiştir (Yared ve ark., 2001b).

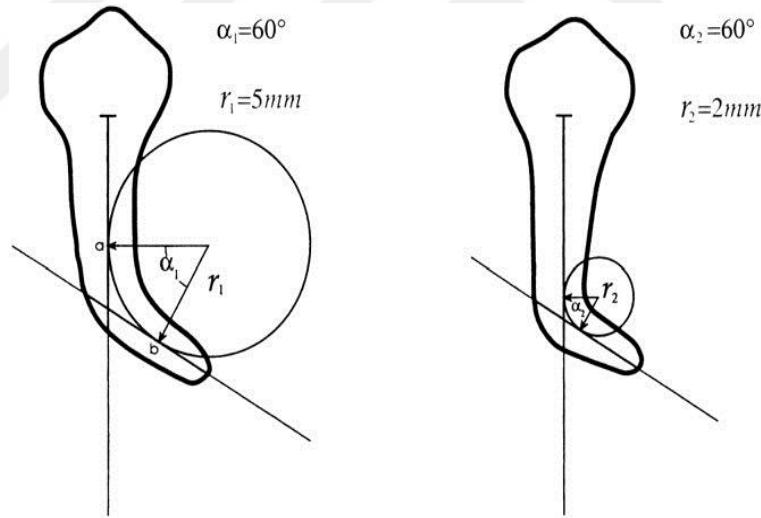
Kanal Konfigürasyonu

Eğelerin kırılmaya karşı direnci kanalın düz, eğri ya da belirgin kurvatürlü olmasına göre değişmektedir (Martin ve ark., 2003). Lopes ve ark. (2013a) kanal geometrisinin döngüsel yorgunluğa karşı direnci üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; yarıçap, ark uzunluğu ve arkın kanal içerisindeki lokasyonunun etkisini incelemişlerdir. Arkın daha kısa yarıçaplı olduğu, daha koronalde konumlandığı ve uzunluğunun arttığı durumlarda eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin de az olacağını bildirmişlerdir. Kurvatür açısını belirleyen faktörün ise ark uzunluğu olduğunu belirtmişlerdir.

Kanal kurvatürünü belirlemek için Schneider (1971) tarafından belirlenen teknikte sadece derece cinsinden açı kullanılmaktadır. Kanal kurvatürünün derecesini belirlemek için kanalın uzun aksına paralel bir çizgi çizilir. İkinci çizgi ise çizilen ilk çizginin kanalı terkettiği noktaya kesişecek şekilde çizilir. Oluşan dar açı kanal eğrilik derecesini vermektedir (Şekil 8). Kök kanal şekli Pruett ve ark. (1997) tarafından kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı kullanılarak tekrar tanımlanmıştır (Şekil 9). Bu parametreleri belirlemek için ilk çizgi kanalın koronal düz kısmının uzun aksı boyunca çizilmektedir. İkinci çizgi ise kanalın apikal düz kısmın uzun aksı boyunca çizilmektedir. Bu çizgiler üzerinde kanalın sapmaya başladığı ya da kurvatürün sonlandığı noktalar bulunmaktadır. Kanalın eğimli kısmı bu iki noktaya teğet bir çember tarafından temsil edilmektedir. Kanalın eğrilik açısı bu iki nokta arasında bulunan yayın derecesidir. Kanal eğrilik açısı aynı zamanda bu iki noktaya çizilen dik doğruların kesişmesiyle oluşan açıyla aynıdır. Bu doğruların uzunluğu aynı zamanda çemberin ve kanal kurvatürünün milimetre cinsinden yarıçapıdır. Daha küçük yarıçap, daha keskin kurvatürlü kanalı belirtmektedir (Plotino ve ark., 2009).



Şekil 8. Schneider tarafından tarif edilen, sadece açığı tanımlayarak kanal kurvatürünü belirlemek için kullanılan metot. Bu yöntemle ölçüldüğünde 43° açığıya sahip A ve 52° açığıya sahip B, Pruett tarafından tarif edilen metotla 60° açığıya denk gelmektedir. Kanal boyunca kurvatürün lokasyonu ölçülen açığı da değiştirmektedir (Pruett ve ark'dan, 1997)



Şekil 9. Pruett tarafından tarif edilen metotta kanal geometrisi, kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı kullanılmaktadır (Pruett ve ark.'dan, 1997)

Dönme Hızı

Dönme hızının eğenin kırılmaya karşı direnci üzerine etkisinde literatürde karşıt görüşler bulunmaktadır. Aletlerin kanal yarıçapı, açısı ve aletin kalınlığı gibi belirli parametreler tarafından belirlenen yorgunluğa karşı dayanabileceği ortalama bir döngü sayısı bulunmaktadır. Yüksek hız, aletin belirli olan klinik kullanım ömrünü daha

hızlı tüketecektir. Paralel gövdeye sahip Light Speed eğeler üzerinde yapılan çalışmada 750 ve 2000 rpm dönme hızlarının herhangi bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (Pruett ve ark., 1997). Diğer çalışmalarda eğe kırılması ve deformasyonun düşük hızlarda daha az görüleceği belirtilmiştir (Herold ve ark., 2007; Martin ve ark., 2003). Tobushi ve ark. (1998), sabit stres aralığındaki döngüsel yorgunluk çalışmalarında dönme hızıyla orantılı olarak oluşan ısının da arttığını böylece eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinde azalma olduğunu belirtmişlerdir. Eggeler ve ark. (2004), alet kırılması üzerine dönme hızının etkisinin gerilme nedeniyle oluşan martensit formasyon sırasında açığa çıkan ısı olabileceğini belirtmişlerdir. Martensit oluşması için austenit-martensit arayüzünün hareket etmesi gerekir ve bu hareket enerji yayararak ısı üretmektedir. Yüksek hızlar düşük hızdan daha fazla ısı üretir ve böylece alet ısısında daha hızlı yükselme oluşur. Sıcaklık nedeniyle yüzeyde daha fazla gerilme oluşur ve daha erken yorgunluk kırılması görülür.

Temizleme ve Sterilizasyon İşlemi

Otoklav sterilizasyonunun NiTi eğelerin kırılmaya karşı direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Mize ve ark., 1998; Yared ve ark., 1999; Plotino ve ark., 2012b). Ancak otoklav sterilizasyonu aletin yüzey yapısında değişiklik oluşturarak kesme etkinliğinde azalmaya neden olmaktadır (Rapisarda ve ark., 1999).

Endodontik eğelerin temizlenmesinde, kök kanallarının preparasyonu sırasında lubrikasyon ve irrigasyonda kullanılan sodyum hipokloritin (NaOCl) korozyona neden olması eğelerin mekanik özelliklerini etkileyip, kırılmalarına neden olabilir (Linsuwanont ve ark., 2004). Ancak NaOCl'in eğelerin döngüsel yorgunluğunu ve torsiyonel direncini anlamlı derecede etkilemediği gösterilmiştir (O'Hoy ve ark., 2003).

Fabrikasyon İşlemi

NiTi alaşımların üretimi sırasında oluşan oksit partikülleri gibi yabancı maddeler, metal içerisinde bulunarak gren sınırlarında zayıflamaya neden olabilir. Döner NiTi aletlerin yüzeyinde bulunan boşlukların oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojenin alaşım içerisinde çözünerek çökelti oluşturmaları nedeniyle meydana geldiği düşünülmektedir (Alapati ve ark., 2005). Ayrıca NiTi eğelerin üretimi sırasında çatlak ve oluk gibi yüzey düzensizlikleri oluşabilir (Kuhn ve ark., 2001; Alapati ve ark., 2005). Yüzeydeki bu düzensizlikler topografik bir çalışmayla atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak incelenmiş ve daha geniş taper açısı olan eğelerin daha fazla yüzey

düzensizliğine sahip olduğu belirtilmiştir (Valois ve ark., 2005). Bu alanlar stres yoğunlaşma bölgesi görevi görerek eğerin klinik kullanımları sırasında çatlak başlangıçlarına neden olabilmektedir (Kuhn ve ark., 2001). Aletlerin çalışan kısımlarındaki yüzey pürüzlülüğünün döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkiledikleri ve daha az pürüzlü yüzeyi olan eğerin kırılmaya daha dirençli oldukları belirtilmiştir (Lopes ve ark., 2016).

Eğe yüzeyinin aşınmaya karşı direncini arttırmak için yüzey modifikasyon yöntemlerinden iyon implantasyonu önerilmiştir (Rapisarda ve ark., 2001). Ancak bor implantasyonunun NiTi yüzeyini paslanmaz çeliğe göre daha sert yaptığı gösterilmiştir (Lee ve ark., 1996). Buhar depozisyonu, kaplanan NiTi eğerin kesme etkinliğini arttırmaktadır (Schafer, 2002). Ancak yüzey implantasyon yöntemleri maliyet açısından üretici firmalar tarafından sık kullanılmamaktadır.

“Electropolishing” yani elektroliz yolu ile parlatma yöntemi NiTi eğerin direncini arttırmak için üretici firmalar tarafından kullanılan bir diğer yöntemdir (Parashos ve Messer, 2006). “Electropolishing” uygulanan eğerin uygulanmayan aynı boyut ve ebattaki eğerlere göre döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin %117 daha fazla olduğu belirtilmektedir (Lopes ve ark., 2016). Elektropolishing uygulanmış eğerler uygulanmayan eğerlere göre döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç göstermekte iken torsiyonel direnç açısından karşılaştırıldığında ise pek fark görülmemektedir. Yüzey defektleri, metal katlanmaları “electropolishing” işleminden sonra da görülebilmektedir (Anderson ve ark., 2007).

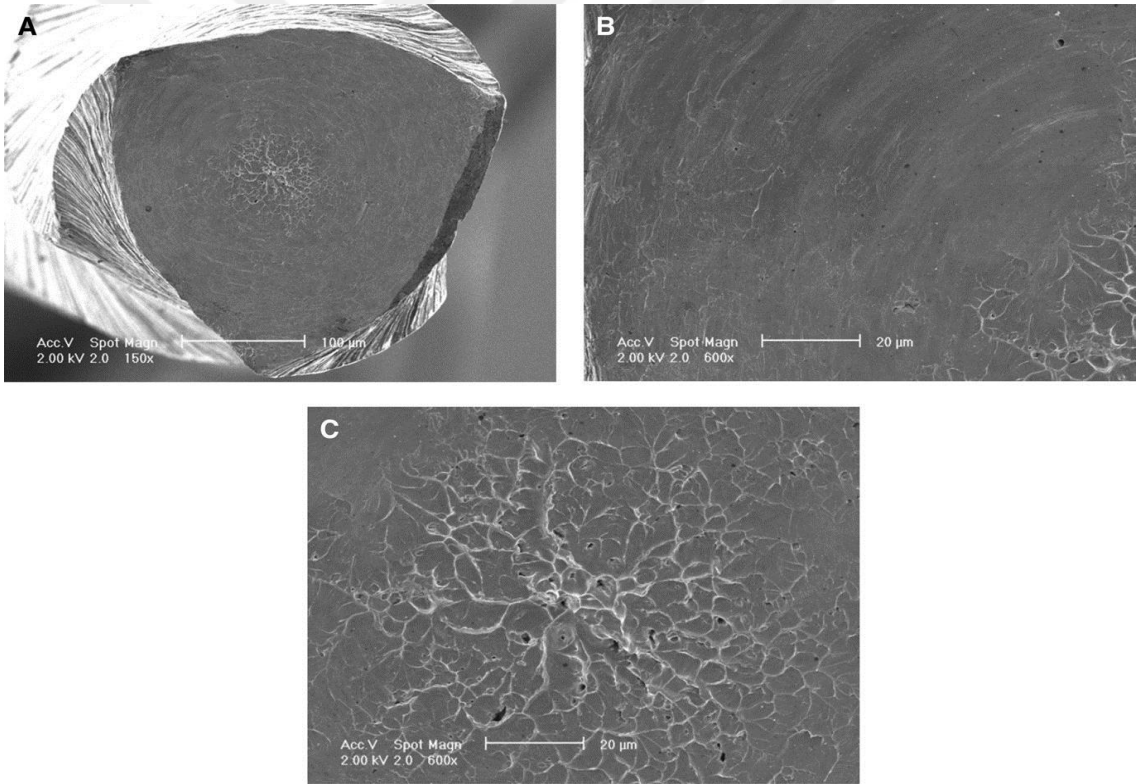
2.5.2. Test Düzenekleri

Çok sayıda çalışma, klinik uygulamada kullanılan NiTi eğerleri incelemiştir (Sattapan ve ark., 2000; Arens ve ark., 2003; Parashos ve ark., 2004; Alapati ve ark., 2005). Ancak yapılan deneylerdeki çok fazla değişken nedeniyle sonuçlar birbirleriyle pek karşılaştırılabilir değildir. Düşük büyütme altında yapılan çalışmalarda kırık yüzey kenarları incelendiğinde plastik deformasyon varlığına ya da yokluğuna göre torsiyonel ya da döngüsel yorgunluk olarak sınıflandırılmıştır (Sattapan ve ark., 2000). Yüksek büyütme altında yapılan frakrografik inceleme, döngüsel yorgunluk çizgilerini ve çatlak başlangıç noktalarını açığa çıkarmakta ve kırık tipinin daha doğru bir şekilde anlaşılmasını sağlamaktadır. Cheung ve ark. (2005), klinik kullanım sonrası kırık aletleri önce düşük büyütmede ve sonrasında yüksek büyütme altında incelemiştir.

Kırık tipinin belirlenmesinde yüksek büyütmenin daha doğru sonuçlar vereceğini belirtmişler ve sınıflamayı makaslama (torsiyonel) ve yorgunluk olarak yapmışlardır.

Makaslamaya Bağlı Kırılma

Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü'nün (ISO/ANSI) beyannamesinde paslanmaz çelik reamerlar ve eğeler için aletin 3 mm'lik ucunun sabitlendiği ve saat yönünde ya da tersi yönünde döndürüldüğü bir test metodu belirtilmiştir (ISO 3630-1, 2008). Paslanmaz çelik eğelerin torsional özelliklerini inceleyen ilk çalışmalardan birinde, kırık yüzeyin SEM görüntüleri makaslamaya bağlı kırılmanın tipik özelliklerini göstermektedir. Bunlar; kırık yüzeyin merkezine yakın konumda görülen eğri, yamuk çukurcuklarla karakterize sünek (ductile) tarzı deformasyonlardır (Luebke ve Brantley, 1991).

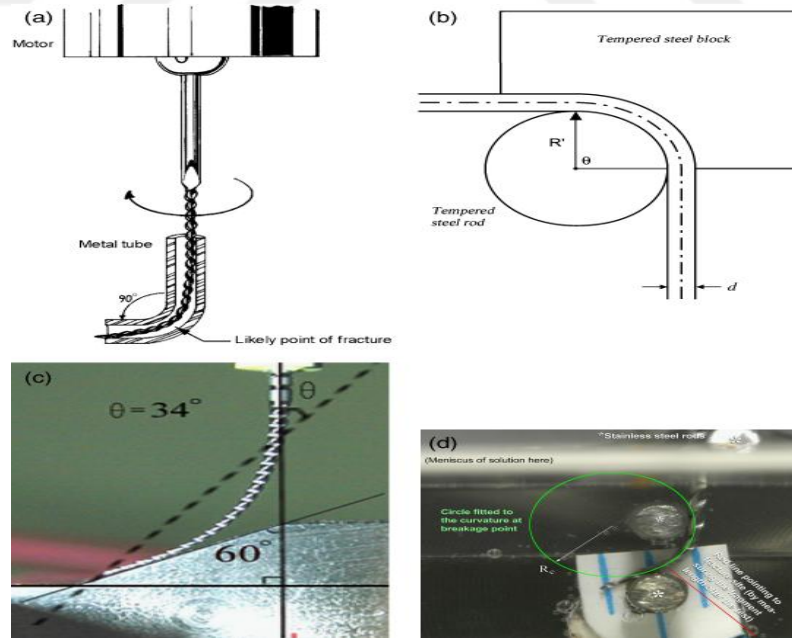


Şekil 10. (A) Torsiyonel kırılma sonucu oluşan pürüzsüz yüzey ve merkezi konumlanan çukurcuklu yüzey görünümü, (B) Pürüzsüz yüzeyin yüksek büyütmesi mikro gözenekleri göstermekte, (C) Merkezi çukurcukların yüksek büyütmesi tekrardan mikro gözenekleri göstermekte (Parashos ve Messer'den, 2006)

Yorgunluğa Bağlı Kırılma

“Döngüsel yorgunluk” terimi eğimli kanalda NiTi eğelerin daimi rotasyon altında kırılmalarını tarif etmek için kullanılmıştır (Sattapan ve ark., 2000). Kurvatürlü bir kanalda dönen eğe, yüzeyinde eşit büyüklükte sıkıştırma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalır. Döner NiTi eğelerin kırılmasında döngüsel yorgunluğun, kırılmaların %44-91’inden sorumlu olduğu belirtilmiştir (Sattapan ve ark., 2000; Cheung ve ark., 2005; Spanaki-Voreadi ve ark., 2006; Wei ve ark., 2007). Çoğu kök kanalı belli bir dereceye kadar eğimli olduğundan, döner eğelerin yorgunluğa bağlı kırılmaya hassas olmamasının bariz bir avantajı olurdu. Bu fikir endodonti literatüründe çeşitli döner Ni-Ti eğelerinin “yorgunluk direnci” olarak adlandırılan çok sayıda çalışmalarına öncülük etmiştir. Eğelerin yorgunluk testi için dört metot önerilmiştir (Cheung, 2009):

- Eğri metal tüp
- Oluklu blok düzeneği
- Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
- Dönen bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzenek



Şekil 11. NiTi döner eğelerin yorgunluk testi için literatürde önerilen test yöntemleri (a) Eğri metal tüp; (b) Oluklu blok düzeneği, (c) Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği, (d) Dönen bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzenek

Eğri Metal Tüp

Serene ve ark. (1995), ilk çıkan NiTi eğeleri, sıkışma olmaksızın rotasyon yaptırarak eğri metal tüpte kırılmalarını test etmiştir ve NiTi eğelerin paslanmaz elik K-tipi eğelerinden kırılıncaya kadar daha fazla sayıda rotasyon yaptıklarını bulmuştur. Pruett ve ark. (1997), aletin aynı ölçüde eğilmesini sağlamak için eğri metal tüpün kurvatür yarıçapını standardize etmişler ve LightSpeed eğeleri test etmişlerdir. Kurvatür yarıçapının yorgunluk ömrü üzerine aletin kavislendirildiği açıdan daha büyük öneme sahip olduğunu bulmuşlardır. Ancak bu test yönteminin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Farklı boyuttaki eğeler için aynı tüpün kullanılması küçük eğelerin tüpte daha gevşek durmasına ve daha az gerilmeye maruz kalmasına neden olacaktır. Böylece kurvatür yarıçapı daha geniş eğelere göre küçük eğeler için daha büyük olacaktır. Bu limitasyon küçük eğelerin daha uzun yorgunluk ömrünün olmasına neden olacaktır (Bahia ve Buono, 2005; Cheung, 2006).

Oluklu Blok Düzenegi

Oluklu blok düzenegi Haikel ve ark. (1991) tarafından ilk olarak paslanmaz elik aletler ve sonrasında NiTi döner eğeler için kullanılmıştır (Haikel ve ark., 1999). Düzenegin aletin serbest bir şekilde dönmesi için paslanmaz çelikten yapılmış kanalı olan V şekilli oluğu vardır. Düzenegin ilk tarif edilisinde ısıyı dağıtmak için soğuk hava akımı kullanılmış (Haikel ve ark., 1991; Haikel ve ark., 1999) ve sonrasında yapılan çalışmalarda lubrikasyon ajanı kullanılmıştır (Ulmann ve Peters, 2005; Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2006). Aletin kanal içerisindeki uyumu yüzey gerilimini böylece yorgunluk ömrünü etkileyebilmektedir. Standardizasyon için Grande ve grubu (Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2007), aletten 0.2 mm daha büyük i çapı olan yapay kanallı test cihazı kullanmıştır.

Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı evirme Düzenegi

Li ve ark. (2002) NiTi eğelerin eğimlendirilmiş, parlak, metal yüzeyine karşı döndürerek döngüsel yorgunluğunu incelemiştir. Metal yüzeyin eğim açısı aletin kurvatür açısının kontrolü için değiştirilmiştir. Bu metot uygulaması kolaydır ve “vertical pecking” (gagalama hareketi) hareketi de teste dahil edilmektedir. Ancak NiTi eğeler eğimlendirilme açısına göre üretilemeyeceğine göre ve sonuç kurvatür yarıçapı markalar arası farklılık göstereceğinden dolayı yüzey gerilim genliğini tahmin etmek

zordur (Low ve ark., 2006). Bu nedenle eğilendirilmiş yüzeyin açısı ile aletin yorgunluk ömrü arasında herhangi bir bağlantı kurulması mümkün olmamaktadır (Cheung, 2009).

Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek

Üç noktada eğilendiren düzenek dönen bir eğe üzerinde eğitim oluşturmak için kullanılan bir yöntemdir (Cheung ve ark., 2007b; Cheung ve Darvell, 2007a; Zinelis ve ark., 2007) ve yüzey gerilim genliği her eğe için tahmin edilebilmektedir (Cheung, 2009). Öncesinde hipoklorit solüsyonu içerisinde bekletmeye karşılık olarak (Berutti ve ark., 2006; Barbosa ve ark., 2007a) test, farklı çevresel koşullarda yapılabilmektedir (Cheung ve ark., 2007b). İlk kez %1.2'lik hipoklorit solüsyonu içerisinde dönen NiTi eğenin korozyon potansiyeli gösterilmiştir (Cheung ve ark., 2007b).

Kök kanalları içerisinde NiTi döner eğelerin kullanımından önce “glide path” oluşturulması, son yıllarda bu amaçla üretilen eğelerin piyasaya sürülmesiyle popülerite kazanmış ve birçok çalışmaya konu olmuştur. Bu çalışmanın amacı ise, ProGlider ve PathFile eğeleriyle “glide path” oluşturulmasının resiprokasyon hareketiyle çalışan WaveOne tek eğe sisteminin dögüsel yorgunluğa bağlı kırılmaya karşı direnci üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmamızın sıfır hipotezi ise, “glide path” oluşturulmasının WaveOne tek eğe sisteminin dögüsel yorgunluğa karşı direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmayacağıdır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda preparasyon yapılan deney gruplarında her birinde 11 adet olmak üzere toplamda 33 adet şeffaf akrilik blok (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanıldı (Şekil 12). Bloklar J şekillidir, apikal uç çapları ISO #15 ebatındadır ve .02 artan sabit taper açısına sahiptir.

Kullanılan glide path eğeleri; 11 adet PathFile (PF) 1, 2, 3 eğeleri ve 11 adet ProGlider (PG) eğesidir (Şekil 13). Çalışmamızda toplamda 44 adet resiprokasyon hareketiyle çalışan WaveOne Primary (25/.08) eğesi kullanıldı (Şekil 14). WaveOne eğeleri 4 gruba ayrıldı. İlk üç gruptaki 33 adet WaveOne eğeleri akrilik bloklarda kullanıldı. Kalan 11 adet WaveOne eğesi **0 WaveOne grubu** olarak döngüsel yorgunluk testi için kontrol grubu olarak ayrıldı.

Prepare edilecek 33 adet akrilik blok 3 gruba ayrıldı:

PF+WaveOne grubunda PathFile eğeleri ile “glide path” oluşturulduktan sonra Waveone Primary eğeleri ile preparasyon yapıldı.

PG+ WaveOne grubunda ProGlider eğesi ile “glide path” oluşturulduktan sonra akrilik bloklar WaveOne Primary eğeleri ile prepare edildi.

1 WaveOne grubunda ise herhangi bir döner “glide path” eğesi kullanılmadan akrilik bloklar WaveOne Primary eğeleri ile prepare edildi.



Şekil 12. J şekilli şeffaf akrilik blok



Şekil 13. ProGlider ve PathFile eğesi



Şekil 14. WaveOne Primary eğesi

3.2. Akrilik Blokların Preparasyonu

Preparasyon yapılacak gruplarda döner eğe kullanmadan önce #10 K-tipi (VDW, Münih, Almanya) el eğesi çalışma boyunda kullanılarak akrilik blokların açıklıkları kontrol edildi.

PF+WaveOne grubunda; üretici firmanın önerdiği hız ve tork ayarlarında (300 rpm, 5 Ncm) endodontik motor aracılığıyla (X-Smart; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), 11 adet akrilik blok sırasıyla 11 adet PathFile 1, 2, 3 numaralı eğeler ile prepare edildi.

PG+WaveOne grubunda; üretici firmanın önerdiği hız ve tork ayarlarında (300 rpm, 5 Ncm) endodontik motor kullanılarak 11 adet akrilik blok 11 adet ProGlider eğesi ile prepare edildi.

1 WaveOne grubunda ise 11 adet akrilik blokta herhangi bir glide path eğesi kullanılmadı.

Daha sonra herbir akrilik blokta 1 adet WaveOne Primary eğesi kullanılacak şekilde 33 adet akrilik bloğun preparasyonu 33 adet WaveOne Primary eğesi ile endodontik motorda (VDW Silver Reciproc, VDW Münih, Almanya) kayıtlı olan üretici firmanın önerdiği programda (WaveOne All mod) gerçekleştirildi.

WaveOne eğeleri, preparasyon sırasında vertikal ileri geri hareketlerle kullanıldı ve eğe üç-dört defa ileri geri hareketten sonra kanaldan dışarı çıkarıldı. Eğe

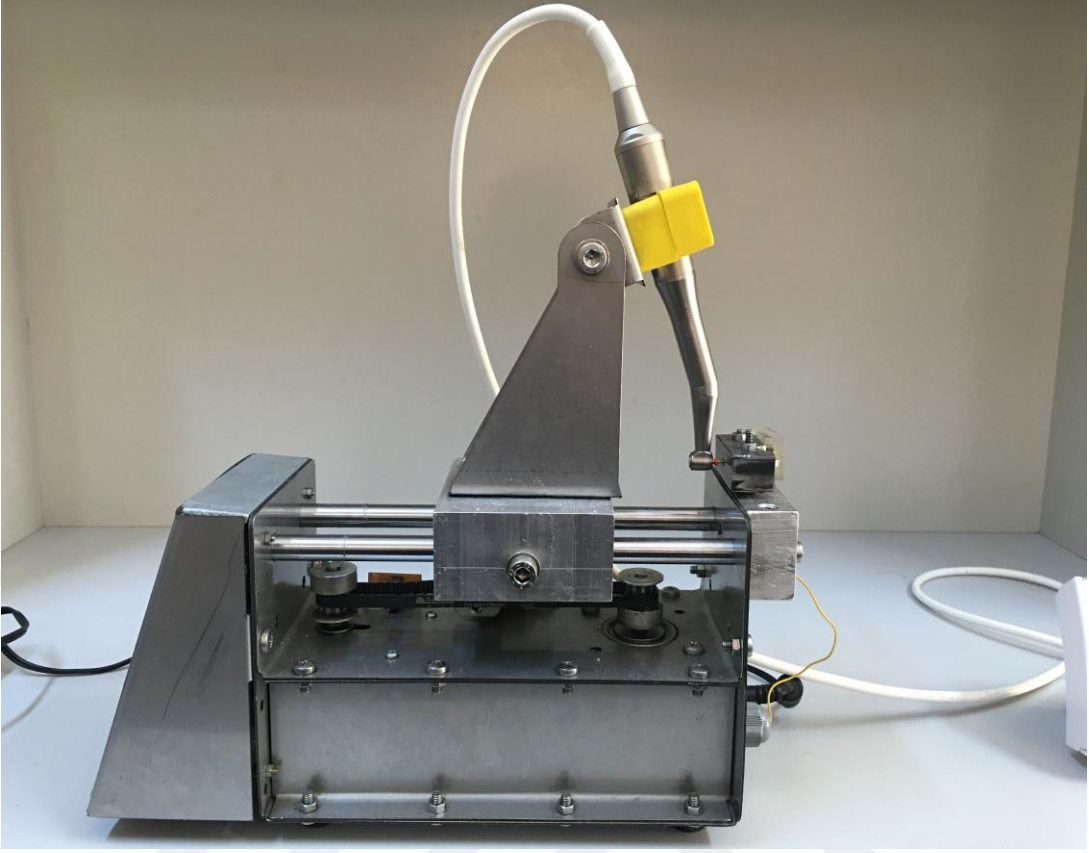
kanaldan her çıkarıldığında üzerindeki debris gazlı bez ile silindi ve distile su ile bolca irrigasyon yapıldı. Akrilik blokların preparasyonunda irrigasyon, distile su ile 30 G-yandan perfore (Max-i Probe; Dentsply Maillefer, USA) irrigasyon iğneleri aracılığıyla yapıldı.

3.3. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazı ve Yapay kanal

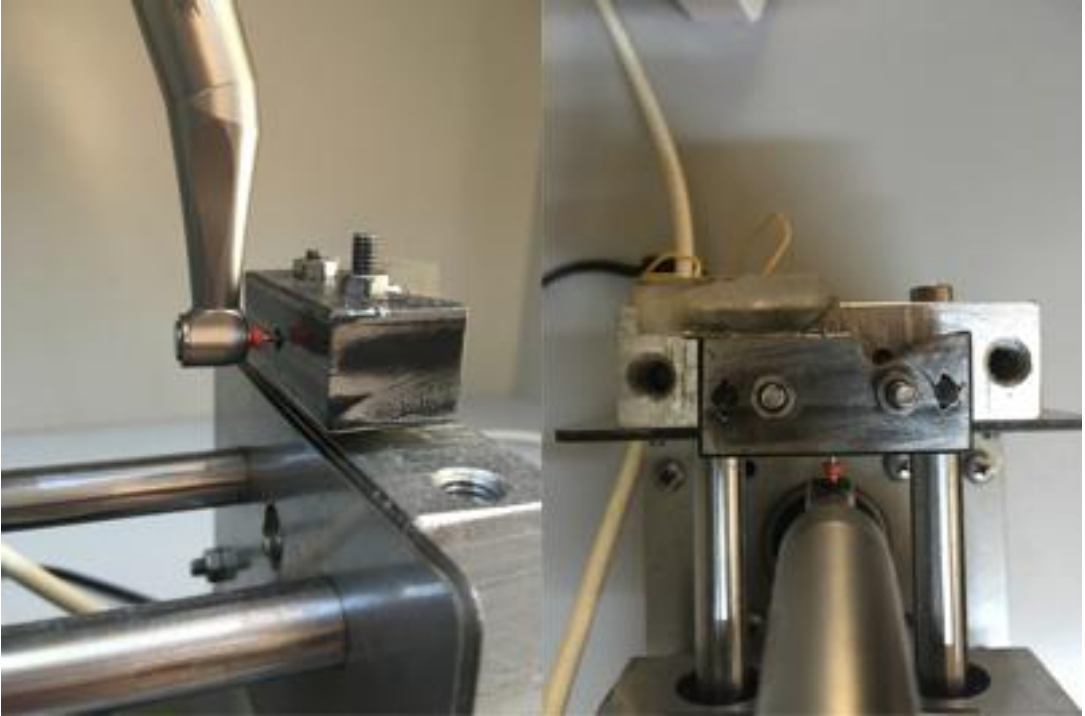
Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma projelerinden, PYO.DIS.1904.14.003 numaralı proje kapsamında üretilen cihaz, tez çalışmamız için kullanıldı (Şekil 15,16). Cihaz dinamik döngüsel yorgunluk test cihazıdır ve dijital ekranından ileri geri hareket miktarı yani hız ayarı yapılabilmektedir. Cihaz, anguldurvanın bağlanacağı plastik destekten ve paslanmaz çelik yapay kanalların yerleştirileceği kısımlardan oluşmaktadır (Şekil 17,18). Cihaz üzerinde eğenin başlangıç nokta ayarı yapılabilmektedir. Cihaz dijital ekranında kırılıncaya kadar geçen zamanı saniye cinsinden göstermekte ve kırıldığında durarak sesli uyarı vermektedir.



Şekil 15. Döngüsel yorgunluk test cihazı

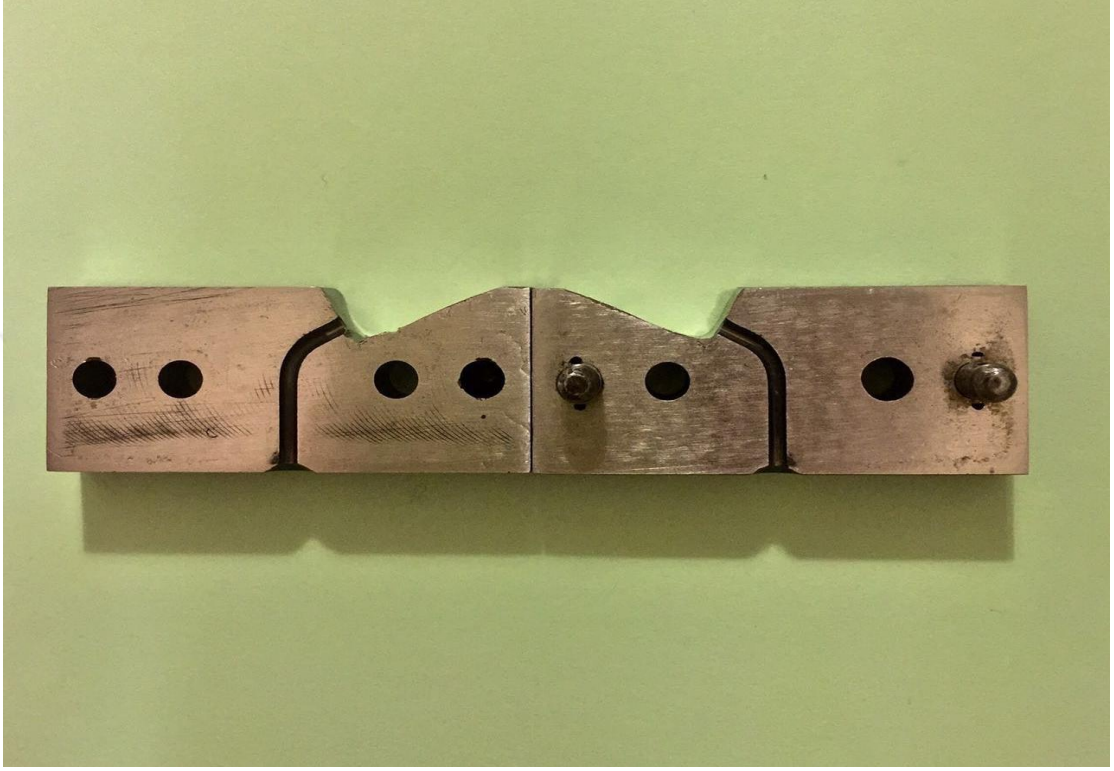


Şekil 16. Döngüsel yorgunluk test cihazının yandan görünümü



Şekil 17. Yapay kanal ve döngüsel yorgunluk test cihazı

Çalışmamızda kullandığımız kanal paslanmaz çelikten üretilmiştir ve birbirine geçmeli iki adet parçadan oluşmaktadır. Pruett ve ark. (1997) tarafından belirlenen kriterlere göre üretilen kanallar 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahiptir. Kanal 17 mm uzunluğunda ve 1.5 mm genişlikte üretilmiştir.



Resim 18. 60° kurvatür açılı, 5 mm kurvatür yarıçaplı paslanmaz çelikten üretilen yapay kanal

3.4. Döngüsel Yorgunluk Testi

Akrilik blokların preparasyonundan sonra 33 adet WaveOne Primary eğesi ile kontrol grubu olarak 11 adet hiç kullanılmamış WaveOne Primary eğesi döngüsel yorgunluk testi için kullanıldı. Cihaza bağlanan 6:1 redüksiyonlu anguldurva ile VDW Silver Reciproc cihazının WaveOne All modunda eğeler döndürüldü. Cihaz üzerinde aksiyel yönde ileri geri hareket miktarı 3 mm/sn olarak belirlendi. Eğenin kanal içerisindeki dönme hareketi sırasında oluşacak sürtünmeye bağlı ısıyı azaltmak ve eğenin dönüşünü kolaylaştırmak için kanal içerisine sentetik yağ (WD-40, Milton Keynes, İngiltere) sıkıldı. Eğeler kırıldığında cihaz otomatik olarak durarak sesli uyarı verdi. Ekran üzerinde yazan süre her eğe için kaydedildi. Her bir eğe için kırılıncaya kadarki tur sayısı; dönme hızının (rpm), süre (dk) ile çarpılmasıyla elde edildi.

3.5. SEM Analizi

Kırılma tipini belirlemek amacıyla her gruptan iki adet eğe Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan SEM (JEOL, JSM-7001F, Tokyo, Japonya) cihazı ile incelenmek üzere ayrıldı (Şekil 19). Kırık eğeler üzerindeki yağ ve debris kalıntıları alkole batırılmış bond fırçası ile silindikten sonra etil alkol içerisinde 30 dakika ultrasonik cihaz içerisinde aktive edildi. Kırık eğe yüzeylerinden değişik büyötmeler altında fotomikrograflar alındı.



Şekil 19. Çalışmamızda kullandığımız SEM cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler SPSS 21.0 istatistik paket programından yararlanılarak değerlendirildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğine Shapiro-Wilk Normallik Testi ($P>0.05$), varyansların homojenlik varsayımını sağlayıp sağlamadığına

ise Levene test ($P>0.05$) ile bakıldı. Normal dağılım gösteren uygulamalar ile ilgili tanımlayıcı istatistikler, n, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri olarak ifade edildi. Çalışmada, 4 farklı gruba ait eğeler için oluşturulan deney düzeneğindeki tur sayıları ve kırılıncaya kadar geçen süreler (saniye) arasındaki farklılığı ortaya koymak için tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ve Tukey HSD oklu karşılaştırma testi kullanıldı. Tüm bulgular $P<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.



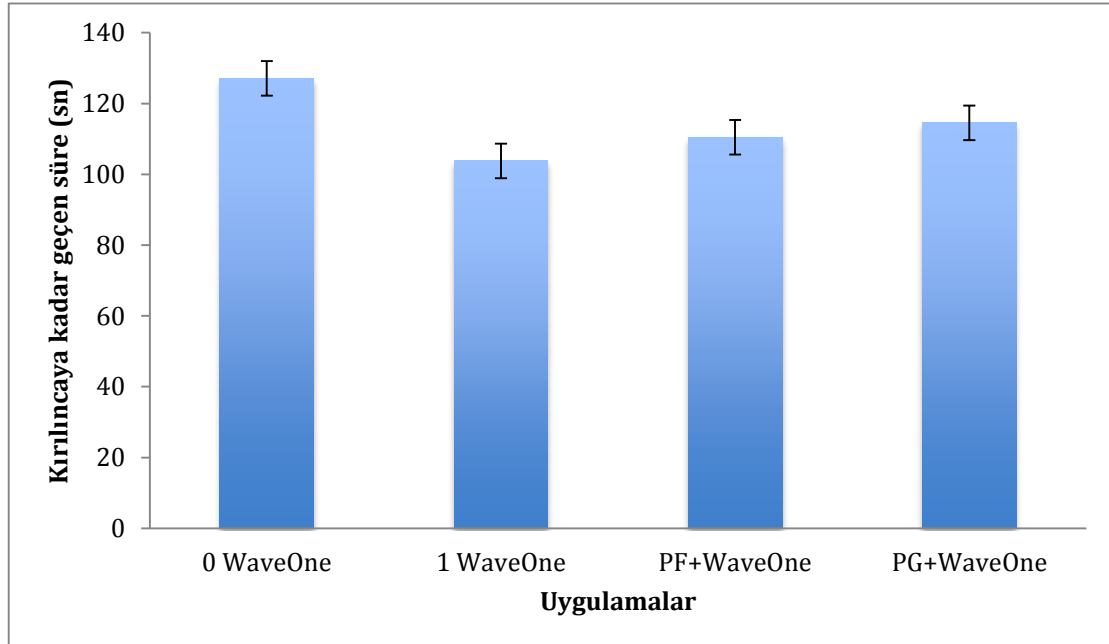
4. BULGULAR

Oluşturulan deney düzeneğindeki 4 farklı gruba ait eğeler için kırılıncaya kadar geçen süreler (sn) arasında istatistiki olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($P=0,001$). Kırılma süresi en yüksek 0 WaveOne uygulama grubunda ölçülürken, en düşük 1 WaveOne ve PF + WaveOne uygulama gruplarında ölçülmüştür. Kırılma süresi en yüksek olan 0 WaveOne grubu ile 1 WaveOne ve PF+WaveOne grubu arasındaki fark istatistiki olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0.05$). PG+WaveOne grubu ile 0 WaveOne ve PF+WaveOne ile 1 WaveOne grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Grupların kırılıncaya kadar geçen sürelerinin (sn) karşılaştırılması Tablo 1 ve Şekil 20’de gösterilmiştir.

Tablo 1. WaveOne eğelerin kırılıncaya kadar geçen ortalama süreleri (sn) ve standart sapmaları

Gruplar	n	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum	P-değeri
0 WaveOne	11	127,09 ^a	12,26	111,00	151,00	0,001
1 WaveOne	11	103,76 ^b	11,44	77,60	117,40	
PF + WaveOne	11	110,47 ^b	14,05	88,60	129,40	
PG + WaveOne	11	114,54 ^{ab}	13,56	90,80	134,20	

* Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir ($P < 0.05$)



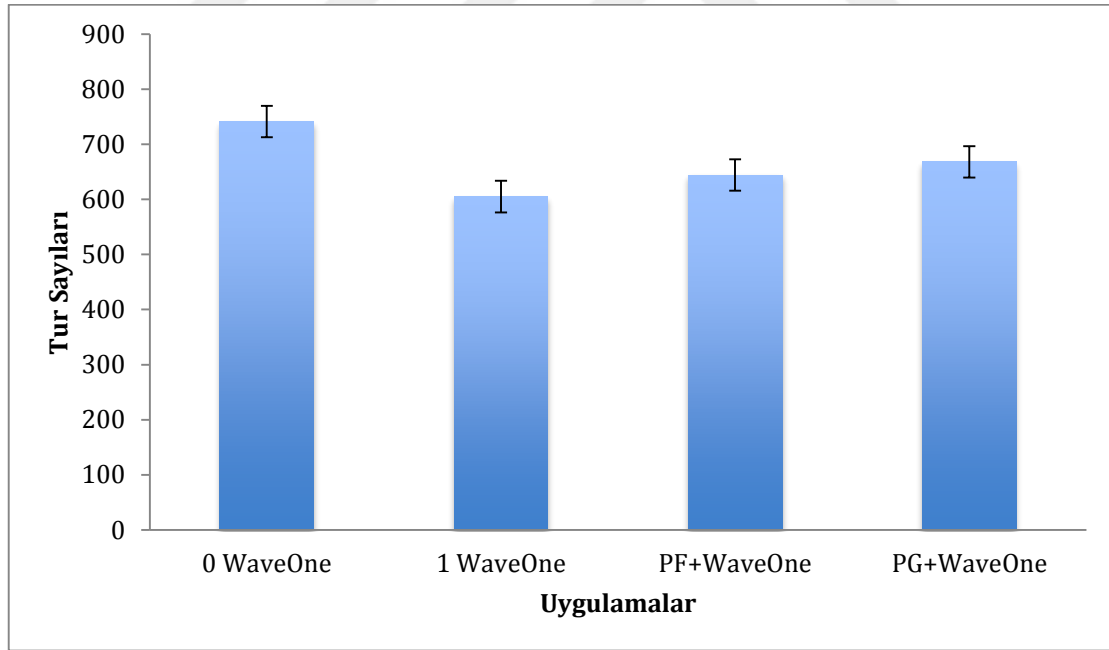
Şekil 20. WaveOne eğelerin kırılıncaya kadar geçen sürelerinin şematik gösterimi

4 farklı gruba ait eğerlerin oluşturulan deney düzeneğindeki kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayıları arasında da istatistiki olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($P=0,001$). Tur sayısı en yüksek 0 WaveOne uygulama grubunda ölçülürken, en düşük 1 WaveOne ve PF + WaveOne uygulama gruplarında ölçülmüştür ve 0 WaveOne grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($P<0.05$). PG+WaveOne grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Grupların kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının karşılaştırması Tablo 2 ve Şekil 21’de gösterilmektedir.

Tablo 2. WaveOne eğerlerinin kırılıncaya kadar yaptıkları ortalama tur sayısı ve standart sapmaları

Gruplar	n	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum	P-değeri
0 WaveOne	11	741,36 ^a	71,52	647,50	880,83	0,001
1 WaveOne	11	605,28 ^b	66,75	452,67	684,83	
PF + WaveOne	11	644,42 ^b	81,97	516,83	754,83	
PG + WaveOne	11	668,18 ^{ab}	79,10	529,67	782,83	

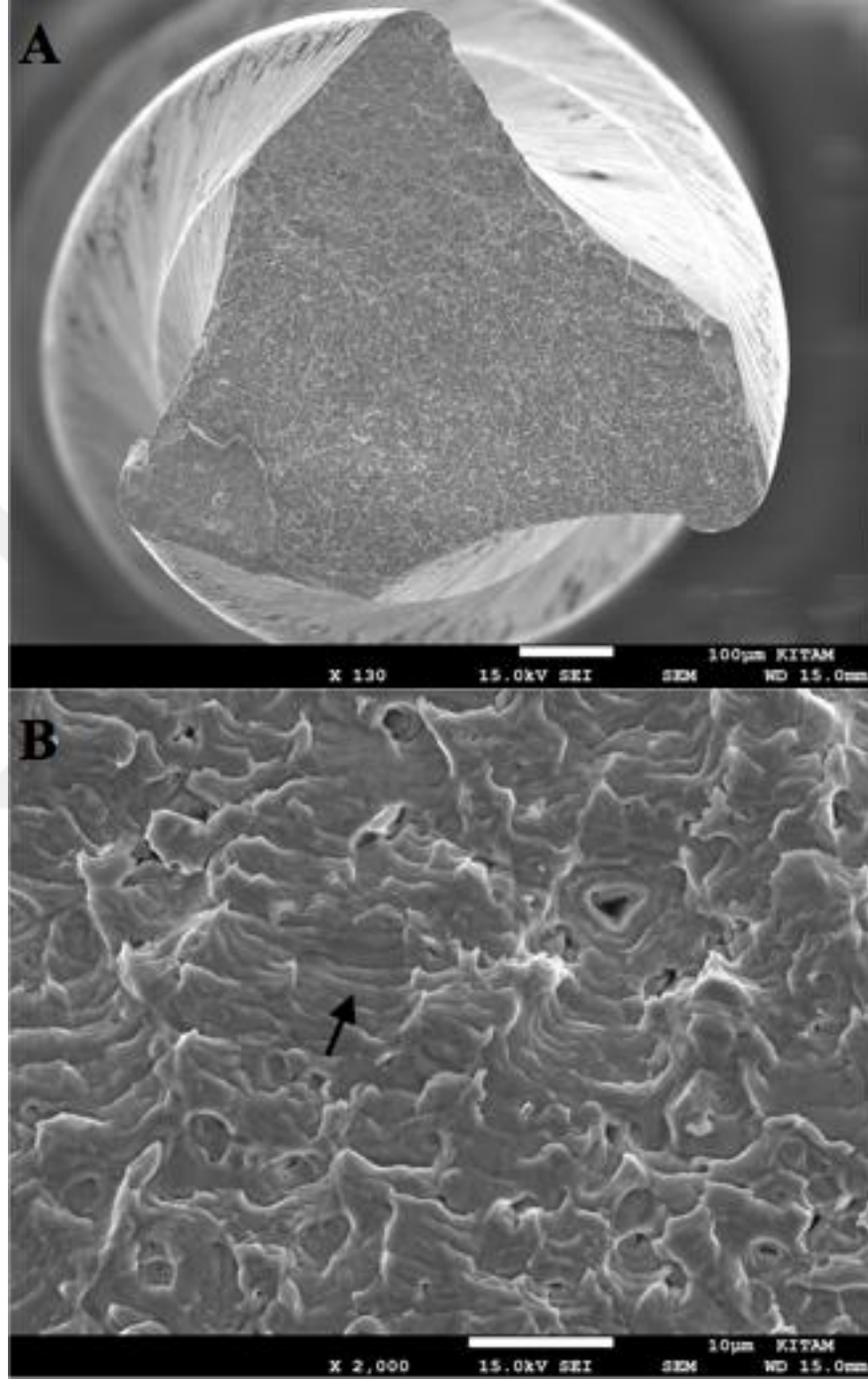
* Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir ($P< 0.05$)



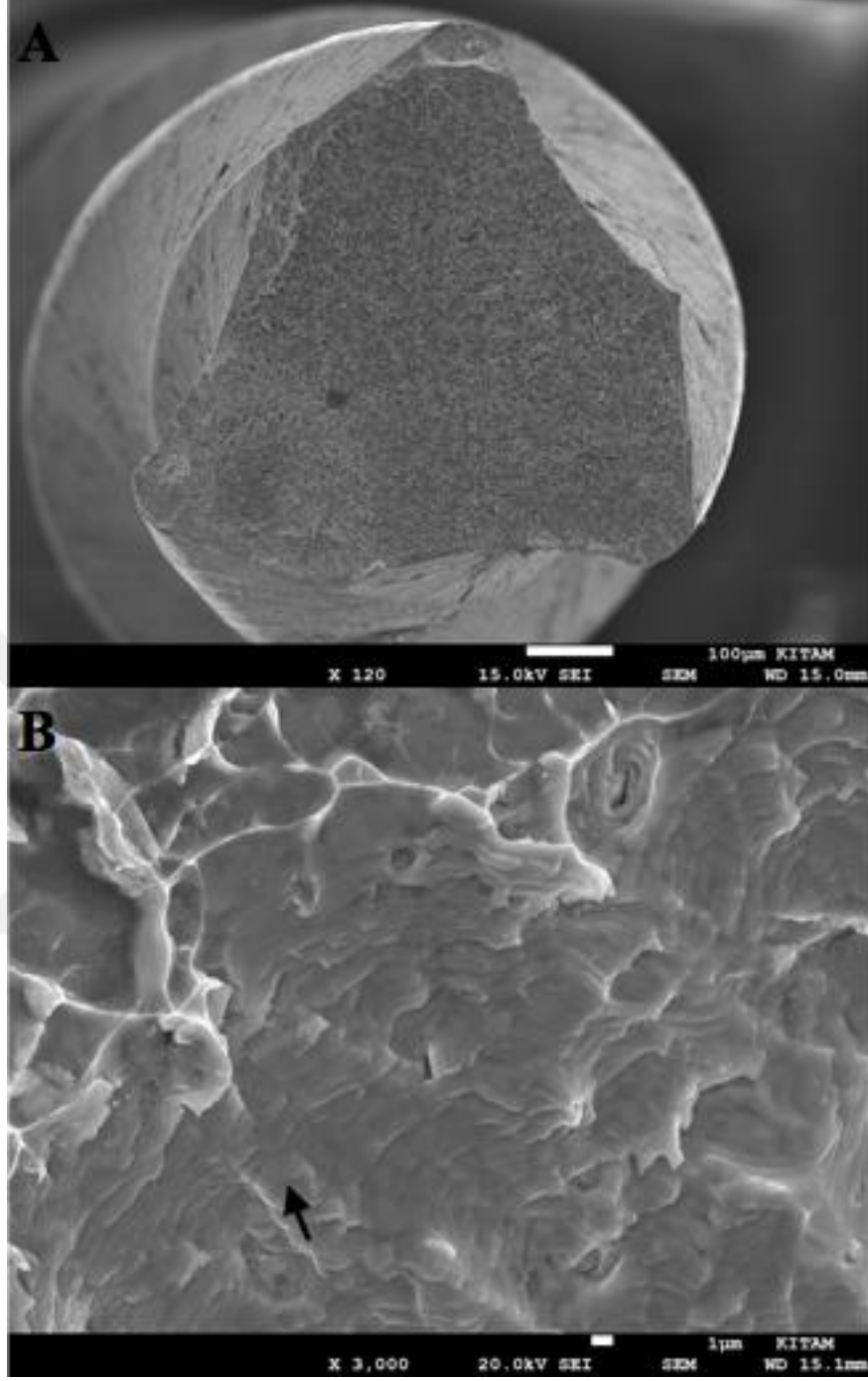
Şekil 21. WaveOne eğerlerinin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının şematik gösterimi

Kırık eğe yüzeylerinin SEM görüntüleri elde edildiğinde merkezi konumda geniş fibröz alan ve kenar kısımlarında göreceli olarak daha düz alanlar görülmektedir. Eğe yüzeyinin kenar kısımlarının yüksek büyütme altında incelenmesi sonucunda

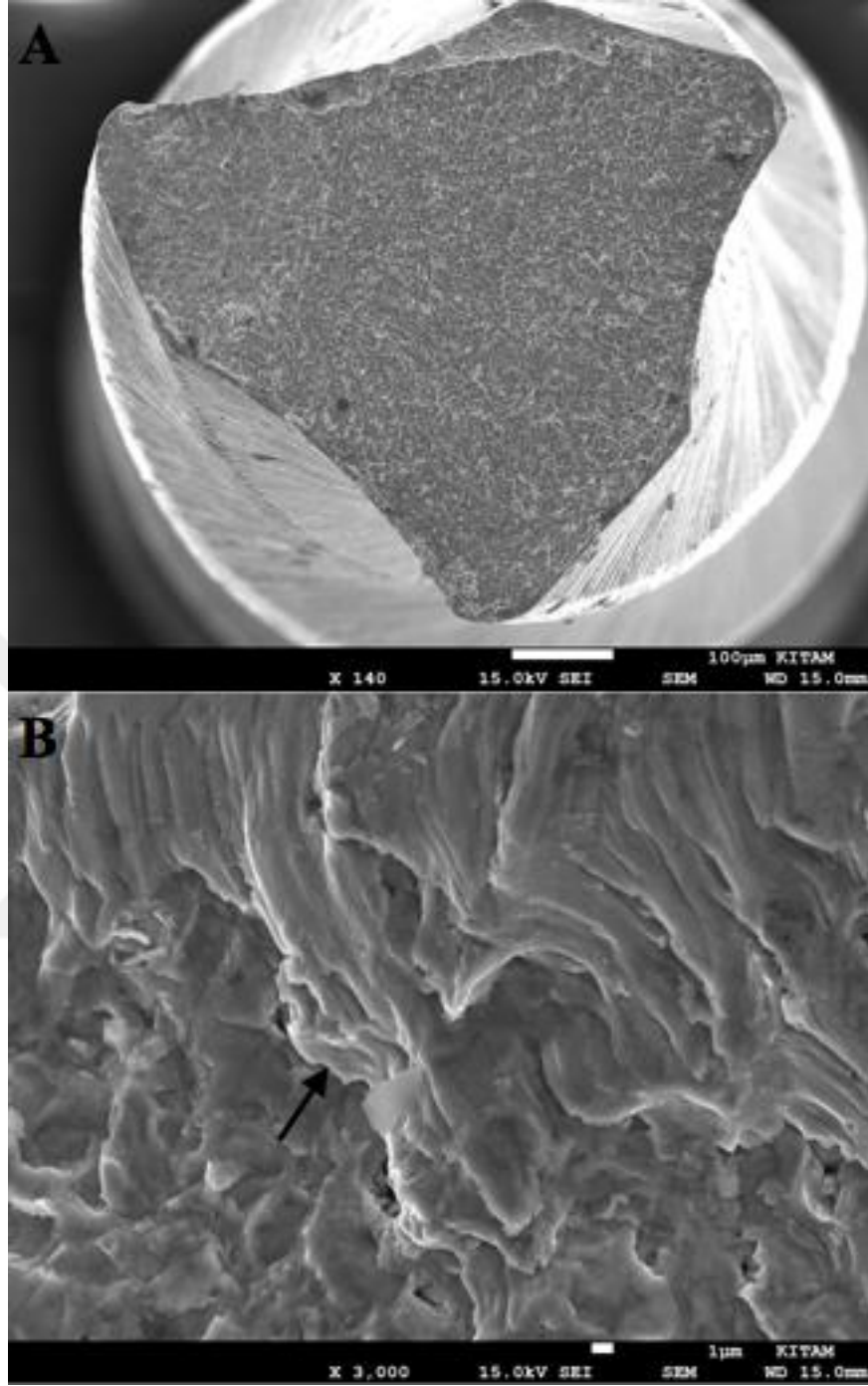
döngüsel yorgunluğa bağlı oluşan yorgunluk çizgileri görülebilmektedir (Şekil 22,23,24,25).



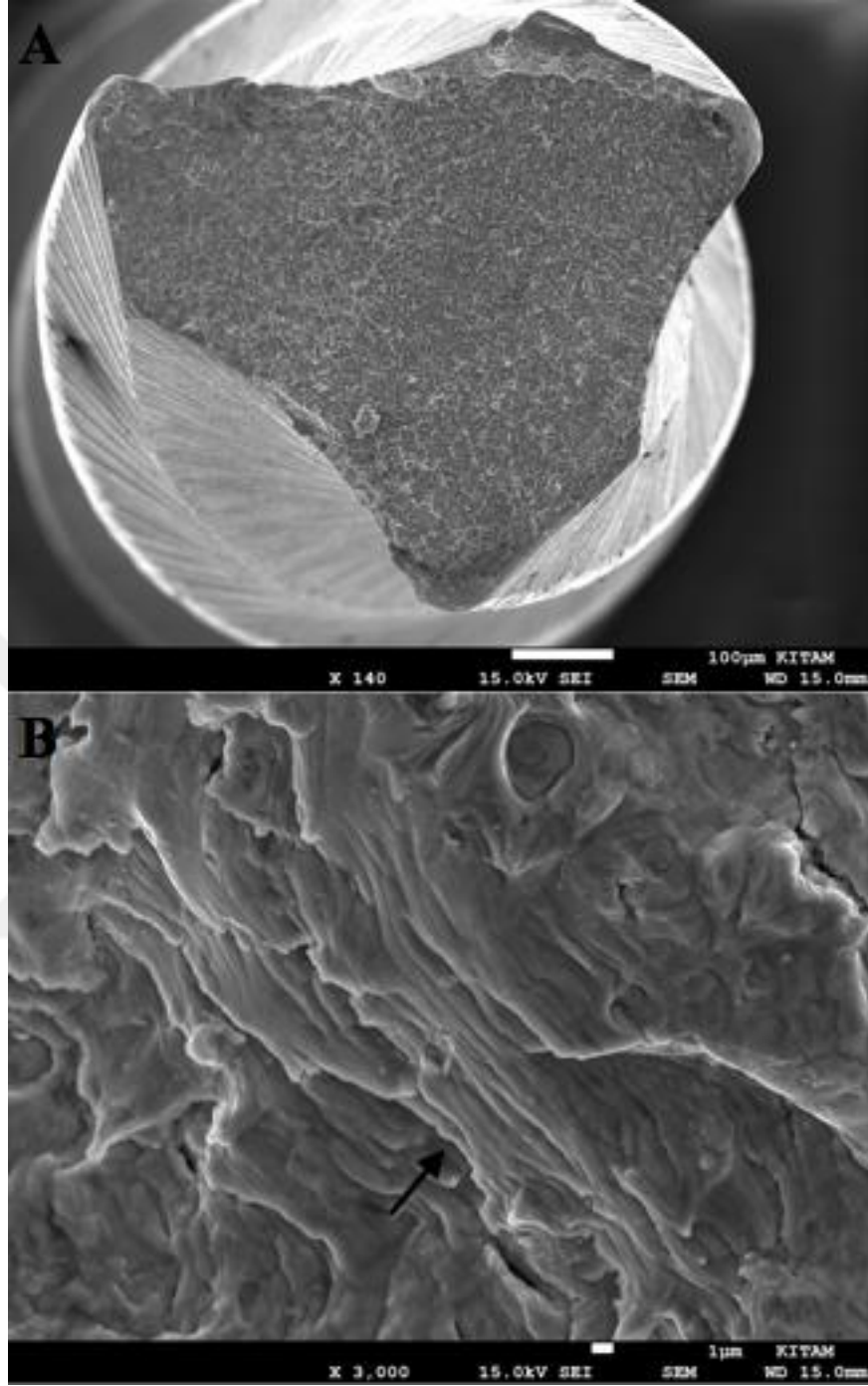
Şekil 22. Kontrol grubu olarak kullanılan 0 WaveOne eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü A:Kırık yüzeyin genel SEM görüntüsü (130× büyütmede), B: Daha yüksek büyütmede döngüsel yorgunluğa bağlı oluşan yorgunluk çizgileri (ok) görülmektedir (2000× büyütmede)



Şekil 23. Akrilik kanalda 1 kez kullanılarak döngüsel yorgunluk testine tabi tutulan bir eğenin kırık yüzey SEM görüntüsü A: Kırık yüzeyin genel görüntüsü (120× büyütmede), B: Daha yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri (ok) görülmektedir (3000× büyütmede)



Şekil 24. ProGlider ile prepare edilen akrilik blokta 1 kez kullanılarak döngüsel yorgunluk testine tabi tutulan WaveOne eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü A: Kırık yüzeyin genel görüntüsü (140× büyütmede), B: Yüksek büyütme altında yorgunluk çizgileri görülebilmektedir (3000× büyütmede)



Şekil 25. PathFile ile prepare edilen akrilik blokta 1 kez kullanılarak dögüsel yorgunluk testine tabi tutulan WaveOne eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü A: Kırık yüzeyin genel görüntüsü (140× büyütmede), B: Yüksek büyütmede yorgunluk çizgileri görülebilmektedir (3000× büyütmede)

5. TARTIŞMA

Başarılı bir kök kanal tedavisi için pulpa doku artıklarının, mikroorganizmaların ve mikrobiyal toksinlerin kök kanallarından uzaklaştırılması gerekmektedir (Basmadjian-Charles ve ark., 2002). Kök kanallarının temizliği, irrigasyon destekli mekanik enstrümantasyonla ve kanal içi medikaman uygulanmasıyla gerçekleştirilebilmektedir (Byström ve Sundqvist, 1985). Kök kanallarının enstrümantasyonunun etkinliğini arttırmak ve kolaylaştırmak için birçok mekanik alet ve teknik geliştirilmiştir. Kök kanallarının enstrümantasyonu için kullanılan alet ve teknikler, el eğeleri ve döner eğeler olarak sınıflandırılmaktadır. Döner eğelerin kullanımı el eğeleriyle karşılaştırıldığında, enstrümantasyonun daha kolay ve hızlı olmasını sağlamaktadır (Schafer ve ark., 2004).

NiTi döner eğelerin kök kanal tedavisinde kullanılmak üzere tanıtılmasıyla birlikte, eğri kanalların preparasyonu kolaylaşmış ve hekim yorgunluğunu azaltmıştır (Thompson ve Dummer, 1997b). Dahası paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımı sırasında karşılaşılan işlemsel hataların oluşumunu azaltmıştır (Glosson ve ark., 1995). Sonuç olarak temizleme ve şekillendirme işlemi kolaylaştırmak için değişik tasarım ve ebatlarda çok sayıda NiTi döner eğeler kullanıma sunulmuştur (Xu ve ark., 2006; Anderson ve ark., 2007).

Tüm önemli avantajlarına rağmen, NiTi döner eğelerin klinik kullanımları sırasında kırılabilmele ilgili dişin prognozunu tehlikeye atabilmektedir (Ankrum ve ark., 2004). Döner eğelerin kırılması torsiyonel ya da döngüsel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelebilmektedir (Serene ve ark., 1995; Sattapan ve ark., 2000; Ullmann ve Peters, 2005). Torsiyonel kırılma, eğenin uç ya da herhangi bir kısmının kanal içerisinde sıkıştığında, eğe dönmeye devam ederken gerçekleşir. Anguldurva tarafından uygulanan tork değeri metalin elastik limitini aştığında kırılma kaçınılmaz olur (Peters 2004; Parashos ve Messer 2006). Torsiyonel yük nedeniyle kırılan eğe genelde plastik deformasyonun belirli işaretlerini gösterir (Sattapan ve ark., 2000). Metal yorgunluğu nedeniyle meydana gelen kırılmada eğe, kanal içerisinde herhangi bir şekilde sıkışmadan eğimli bir kanalda kırılma meydana gelene kadar serbest bir şekilde dönmektedir. Kırılmayı meydana getiren etken ise maksimum kurvatür noktasında eğenin yüzeyinde oluşan tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetleridir (Pruett ve ark.,

1997; Haikel ve ark., 1999). NiTi eğeler döngüsel yorgunluğa maruz kaldığında daimi deformasyonun mevcut işaretlerini göstermeden, alet kırılması beklenmedik bir şekilde meydana gelebilmektedir (Sattapan ve ark., 2000).

Döner eğelerin yorgunluk direncini arttırmak için NiTi alaşımların mikroyapısının termomekanik yöntem ile iyileştirilmesi (Ye ve Gao, 2012) ve döner eğelerin resiprokal hareketle kullanılması umut verici çözümlerdendir (Pedulla ve ark., 2013). WaveOne resiprokasyon hareketiyle çalışan tek ege sistemi 2011 yılında piyasaya sunulmuştur ve döngüsel yorgunluğa direnci ve dayanımı arttırmak için M-Wire alaşımından üretilmiştir (Webber ve ark., 2011). M-Wire alaşımı, tescilli termomekanik yöntemle geliştirilmiştir ve yapılan çalışmalarda M-Wire alaşımından üretilen enstrümanların konvansiyonel yöntemle üretilen NiTi enstrümanlara göre daha esnek olduğu ve yorgunluğa karşı daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir (Johnson ve ark., 2008; Larsen ve ark., 2009; Pereira ve ark., 2012). M-Wire'in metalografik analizi austenit matriks içine gömülü mikrokristalin martensit taneciklerini açığa çıkarmaktadır. Bu kristolografik yapı daha ince boyutlardaki taneciklerin daha büyük boyuttaki taneciklere göre çatlak ilerleyişini yavaşlattığını ve böylece döngüsel yorgunluğa karşı direncin artmasını sağladığını göstermektedir (Ye ve Gao, 2012; Pirani ve ark., 2014a). NiTi eğelerin resiprokal hareketle kullanımı da alet kırılma riskini azaltmak için önerilmiştir (Yared, 2008; De-Deus ve ark., 2010). Yapılan çalışmalarda resiprokal hareketle, aletin elastik limitinin altında çalıştığı ve böylece daimi rotasyona göre döngüsel yorgunluk ömrünün daha uzun olduğu bildirilmiştir (Varela-Patino ve ark., 2010; Kim ve ark., 2012a; Pedulla ve ark., 2013).

Kök kanal preparasyonunun ilk aşaması olan "glide path" preparasyonunun, NiTi döner eğeler üzerinde oluşacak torsiyonel stresleri (Ha ve Park, 2012) ve alet kırılma riskini azalttığı belirtilmiştir (Roland ve ark., 2002; Peters ve ark., 2003; Patino ve ark., 2005). "Glide path" preparasyonu için el ve döner eğeler kullanılabilir (Alves ve ark., 2012). Ancak döner eğelerin paslanmaz çelik el eğeleriyle kıyaslandığında daha hızlı olduğu, orjinal kanal anatomisini daha iyi koruduğu ve kanal şeklinde daha az modifikasyon oluşturduğu belirtilmiştir (Berutti ve ark., 2009).

Çalışmamızın amacı ise resiprokal hareketle kullanılmak üzere tek ege sistemi olarak üretilen WaveOne Primary eğelerinin, ProGlider ve PathFile eğeleriyle "glide

path” oluşturularak kullanıldığında ve “glide path” oluşturulmadan kullanıldığı durumlarda yorgunluk ömrünün nasıl etkilendiğini incelemektir.

5.1. Test Sisteminin Seçimi

Çalışmamızda preparasyon için seçtiğimiz kanalların şekil, boyut, açı ve kurvatür açısından standardizasyonunu sağlayabilmek için akrilik bloklardan üretilen yapay kanalları kullandık. Daha öncesinde Weine ve ark.(1975) ile Dummer ve ark. (1991) yaptıkları çalışmalarda akrilik bloklar kullanmış ve endodontik preparasyonun ve tekniklerinin analizinde ideal bir model olarak güvenilirliğini göstermişlerdir. Sonrasında şekillendirme etkinliğini inceleyen birçok çalışmada da (Berutti ve ark., 2012; Bürklein ve ark., 2014; Saleh ve ark., 2015) akrilik bloklar kullanılmıştır. Yapay kanalların sertlik değerleri 20-22 kg/mm², doğal dişlerin sertlik değerleri ise 35-40 kg/mm² olarak belirtilmiştir (Hülsmann ve ark., 2005). Bu şekilde rezin ve dentin arasındaki farklı sertlik değerleri gibi bir takım limitasyonların olması nedeniyle, elde edilen sonuçları klinik kullanım için yorumlarken dikkatli olunması önerilmektedir (Bonaccorso ve ark., 2009; Burroughs ve ark., 2012). Akrilik kanallarda döner eğelerin kullanımının en büyük dezavantajı ise oluşan ısının rezin materyalini eritmesi ve eriyen materyalin kesici kenarlarda birikmesiyle alet kırıklarına sebebiyet vermesidir (Kum ve ark., 2000; Thompson ve Dummer, 1997b). Yine de çalışmamızda yapay kanal kullanımı, standardizasyonu sağlamak ve çalışmanın sonuçlarını etkileyebilecek farklı parametrelerin etkisini en aza indirmek için tercih edilmiştir.

Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA), 28 numaralı şartnamesinde endodontik enstrümanların sahip olması gereken fiziksel özelliklerini, test yöntemlerini ve tasarım gereksinimlerini açıklamıştır. Paslanmaz çelik el eğelerinin esneklik ve torsiyonel dayanımını ölçmek için önerdiği torsiyonel dayanım ve açısal eğilme gibi testler statik yöntemle yapılmak üzere detaylandırılmıştır (Pruett ve ark., 1997). Günümüzde halen NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini ölçmek için herhangi bir şartname ya da uluslararası bir standart geliştirilmiş değildir. ISO ve ADA daha büyük taper açılı endodontik enstrümanlar için yeni bir standart geliştirmeye çalışmaktadır. Ürünler ve prototiplerin deney aşamalarında kullanılacak evrensel olarak kabul edilen test cihazlarına ve NiTi döner eğelerin klinikte güvenle kullanılabilmesi için gerekli

olan mekanik özelliklerini tanımlarken bilim adamlarının, üreticilerin ve klinisyenlerin yeni bir standarda gereksinimleri olduğu bildirilmiştir (Plotino ve ark., 2009).

Döngüsel yorgunluk testleri statik ya da dinamik modellerle gerçekleştirilebilmektedir. İyi kontrollü deneysel şartlar altında bir çok döngüsel yorgunluk çalışması statik model kullanılarak yapılmıştır. Statik modelde, ege sabit bir pozisyonda kırılıncaya kadar dönmektedir (Haikel ve ark., 1999; Ray ve ark., 2007). Statik test kullanıldığında ege aksiyal yönde ileri geri hareket etmediğinden sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin tek bir noktada toplandığı ve kırılıncaya kadar geçen zamanı azalttığı düşünülmektedir (Li ve ark., 2002). Tek bir noktada biriken kuvvetlerin, alaşımdaki mikroyapısal değişiklikleri indüklediği düşünülmekte bu nedenle eğimli kanalların preparasyonun devamlı “pecking” (gagalama) hareketiyle yapılması gerektiği vurgulanmaktadır (Lopes ve ark., 2010b; Rodrigues ve ark., 2011).

Dederich ve Zakariasen (1986) dinamik model kullanarak gerçekleştirdikleri döngüsel yorgunluk çalışmalarında, aksiyal yönde gerçekleşen ileri geri hareketin döner eğerlerin yorgunluk ömrünü arttırdığını bulmuşlardır. Dinamik modelin klinik kullanımdaki “pecking” (gagalama) hareketini taklit ettiği belirtilmektedir. “Pecking” mesafesinin yüksel stres bölgesinden her geçişinde egeye geniş zaman aralığı tanıdığından ve sıkıştırma ve gerilme kuvvetlerinin egenin şaftı boyunca dağılmasını sağladığından dolayı egenin yorgunluk ömrünü artıracığı belirtilmiştir (Li ve ark., 2002; Lopes ve ark., 2013b). Li ve ark. (2002) tarafından klinik koşulları daha iyi yansıttığı düşünüldüğünden “pecking” mesafesinin 1 ile 3 mm arasında tutulması önerilmiştir. Yao ve ark. (2006) çalışmalarında bu mesafeyi saniyede 3 mm olacak şekilde belirlemişlerdir. Biz de çalışmamızda dinamik model altında gerçekleştirdiğimiz döngüsel yorgunluk testinde “pecking” miktarını 3 mm olarak belirledik.

Eğerlerin yorgunluk ömrünü test etmek için en iyi yol iyi standardize edilmiş deneysel şartlar altında eğerlerin yaptığı hareket türünü taklit etmektir. Yorgunluk ömrü testlerinde torsiyonel streslerin de dahil olacağı deneysel modellerden kaçınılması gerekmektedir. Çekilmiş dişler klinik koşulları daha iyi yansıtmalarına rağmen, döngüsel yorgunluk çalışmaları için uygun değildir. İki kök kanalı hiçbir zaman özdeş olmadığından anatomik olarak da standardize edilememektedirler ve çalışmanın

sonuçlarını etkileyebilecek başka faktörleri de bulundurabilmektedirler (Yao ve ark., 2006; De-Deus ve ark., 2014).

NiTi döner eğerlerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini ölçmek için çok çeşitli test düzenekleri önerilmiştir. Bunlar eğimli tüpler, oluklu blok düzenekleri, eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği ve dönen bir egeyi üç noktada eğimlendiren düzeneklerdir (Plotino ve ark., 2009). Bazı çalışmalarda farklı yarıçap ve açıları kullanarak, farklı iç çapa ve maksimum kurvatür noktasına sahip metal (Pruett ve ark., 1997; Mize ve ark., 1998; Yared ve ark., 1999; Rodrigues ve ark., 2011) ve camdan (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007b) yapılan silindirik tüpleri eğerek üretilen yapay kanallar kullanılmıştır. Anderson ve ark. (2007) iç çapı 1.2 mm olan, 45° ve 90° açılı, 5 mm yarıçaplı cam tüpü, Barbosa ve ark. (2007b) iç çapını belirtmediği 45° ve 5 mm yarıçaplı cam tüpleri çalışmalarında kullanmışlardır. Bazı çalışmalarda yapay kanal oluşturmak için paslanmaz çelik iğneler de kullanılmıştır (Pruett ve ark., 1997; Mize ve ark., 1998; de Melo ve ark., 2002). Camdan ya da metalden üretilen silindirik tüplerin iç çapları aletin çapından daha büyük olduğundan dolayı, aleti yeteri kadar sınırlayamamakta ve alet kanal içerisinde dönerken orjinal şeklini almaya çalışmaktadır. Böylece tüp içerisindeki dönmekte olan alet, kanal üretilirken belirlenen parametrelerden bağımsız olarak tahmin edilemeyecek yarıçapta ve açıdaki yörüngeyi takip edecektir. Bir diğer problem ise kanal içerisinde iyi sınırlanmamış eğerin boşlukta yaptığı titreşim nedeniyle maruz kaldığı stresin büyüklüğündeki değişimin çalışmanın sonuçlarını etkileyebilmesidir (Plotino ve ark., 2009).

Eğerin, eğimli metal yüzey üzerinde oluşturulan oluğa yerleştirilmesi ve bu yüzey üzerinde dönmesiyle yapılan döngüsel yorgunluk testi çalışmalarında bahsedilen blok aletin çalışması sırasında aşınmaya dirençli olacak şekilde üretilmiştir (Li ve ark., 2002; Li ve ark., 2006; Kitchens ve ark., 2007; Ray ve ark., 2007) ve kurvatür açıları Schneider'in yöntemine göre belirlenmiştir (Schneider, 1971). Kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluğu etkileyen en önemli faktör olarak tanımlanmasına rağmen bu çalışmalarda ege kurvatürleri hesaplanırken yarıçapın dikkate alınmadığı Schneider'in tarif ettiği yöntem kullanılmıştır. Dahası eğimli yüzey üzerinde oluşturulan 2 mm genişliğindeki oluğun endodontik eğerin ucunu tam olarak sınırlayabileceği kesin olmamaktadır. Eğerin geometrik ve fiziksel özelliklerinin etkisinin fazlasıyla söz

konusu olduğu, uzun ekseninden eğimlenmeye başladığı noktanın tahmin edilememesi bu düzeneğin dezavantajıdır. Maksimum kurvatür noktası farklı eğilme özelliklerine sahip eğelerde farklı noktalarda ve her eğenin ucundan farklı mesafelerde olabilmektedir. Bu nedenle bu düzenekte maksimum eğilme noktasını tam olarak belirleyebilmek mümkün olamamaktadır (Plotino ve ark., 2009).

Eğelerin eğilme özellikleri nedeniyle iyi sınırlanmadığında farklı yörüngelerde dönmesinden kaynaklanan probleme çözüm olarak Cheung ve Darvell (2007a, 2007b, 2007c) eğeleri paslanmaz çelik pinlerle üç noktada sınırladıkları test düzeneğini kullanmışlardır. Horizontal yönde konumları değiştirilerek aletin kurvatürünün değiştirilebileceği paslanmaz çelikten üretilen üç adet 2 mm çapında pin kullanılmışlardır. En alttaki pin üzerinde oluşturulan küçük V şekilli oluk aletin ucunun sınırlandırılabilmesini mümkün kılmaktadır. Uygun konumlandırılmadığında aynı eğenin koronal ve apikal kısımlarındaki farklı eğilme özellikleri nedeniyle ege farklı yörünge şekli çizebilmektedir (Plotino ve ark., 2009).

Araştırmacılar eğelerin boyut ve konikliğine uygun olarak üretilen yapay kanallar kullanarak oluşturdukları oluklu blok düzeneğiyle eğenin uygun yörüngede dönmesini sağlamayı amaçlamıştır (Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2006; İnan ve ark., 2007; Gambarini ve ark., 2008). Yine de eğenin şekil ve boyutuna uygun olarak üretilmeyen yapay kanallarda eğeler farklı yörüngeler izleyebilmektedir. Eğer uygun bir şekilde sınırlandırılmazsa eğenin planlanan kurvatürden daha geniş bir yörüngede döneceği düşünülmektedir. Farklı ege gruplarını karşılaştırırken bu konuda dikkatli olunması gerektiği vurgulanmaktadır (Plotino ve ark., 2010). Çalışmamızda döngüsel yorgunluk haricindeki diğer etkenlerin kırılma mekanizmasına etkilerini en aza indirmek için; Pruett (1997) tarafından belirlenen kriterlere göre tasarlanan kanal uzunluğu (17 mm), kurvatür yarıçapı (5mm) ve açısı (60°) standardize edilmiş paslanmaz çelikten üretilen yapay kanal, döngüsel yorgunluk testi için kullanılmıştır. Seçtiğimiz yapay kanal açısı ve kurvatür yarıçapı WaveOne eğelerin döngüsel yorgunluğunu inceleyen bir çok çalışmada kullanılan yarıçap ve kurvatür açısıyla benzerlik göstermektedir (Pedulla ve ark., 2012; Plotino ve ark., 2012a; Pedulla ve ark., 2013).

Yared ve ark. (1999), kullanılmış döner NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini inceledikleri çalışmada döner eğelerin yapay koşullarda kullanıldığında 10 kanala kadar güvenle kullanılabilceğini belirtmişler ve klinik koşulları andıran yapay koşulların eğelerin kırılıncaya kadar geçen zamanlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik yaratmadığını bulmuşlardır. Çevresel şartların yorgunluk ömrüne etkisini inceleyen Cheung ve Darvell (2007a) ise, dönen bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzenekle ProFile eğelerin hava ve aynı sıcaklıktaki su ortamında döngüsel yorgunluklarını incelemiştir. Deneyin yapıldığı ortamın döngüsel yorgunluk testinin sonuçları üzerinde önemli etkisinin olduğunu ve suyun hava ortamına göre döngüsel yorgunluk ömrünü olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Shen ve ark. (2012) da konvansiyonel ve CM eğelerinin çeşitli ortamlarda döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini incelemişler ve Cheung ve arkadaşlarının (2007b) yaptıkları çalışmayı destekler şekilde sulu ortamdaki eğelerin yorgunluk ömrünün hava ortamındakine göre daha az olduğunu bildirmişlerdir. Vücut sıcaklığının güncel döner eğelerin döngüsel yorgunluk değerleri üzerine etkisini inceleyen literatürdeki ilk çalışma ise, de Vasconcelos ve ark. tarafından 2016 yılında yayınlanmıştır. Çalışmalarında termal yöntemlerle üretilen HyFlex CM, TRUShape, Vortex Blue eğeler ile geleneksel yöntemle üretilen ProTaper Universal eğeler, 20 ve 37 C°'de döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuş ve tüm eğelerde vücut sıcaklığına tabi tutulduğunda döngüsel yorgunluğa karşı direnç değerlerinde %33'ten %85'e kadar değişen düzeylerde düşüş gözlenmiştir. Bu çalışmada ileride yapılacak olan çalışmaların konvansiyonel austenit materyallerden daha yüksek dönüşüm ısısına sahip M-Wire ve CM Wire gibi eğelerin döngüsel yorgunluğu incelenirken vücut sıcaklığı gibi çevresel şartların da göz önüne alınması gerektiği vurgulanmıştır (de Vasconcelos ve ark., 2016).

5.2. Döngüsel Yorgunluk Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızın sonuçlarına göre döngüsel yorgunluğa karşı en yüksek direnci, kontrol grubu olarak akrilik blokların preparasyonunda kullanılmayan 0 WaveOne grubu göstermiştir. 0 WaveOne grubu ile ProGlider kullanılan WaveOne (PG+WaveOne) grubu arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık bulunamamıştır. PathFile ile “glide path” oluşturulan grup (PF+WaveOne) ile herhangi bir “glide path” eğesi kullanılmadan WaveOne ile preparasyon yapılan (1WaveOne) grup, döngüsel yorgunluğa karşı en düşük değerleri göstermişlerdir. ProGlider ile “glide

path” oluşturulan (PG+WaveOne) grup preparasyon yapılan gruplar içerisinde en yüksek değerleri göstermesine rağmen diğer gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Eğelerin tek kullanımlık olarak üretilmesi kanal içerisinde kırılmayacağı anlamına gelmemektedir. Bu konuda Plotino ve ark. (2012a) yaptıkları çalışmalarında, resiprokasyon yapan aletlerin temelde torsiyonel yükü ve dolayısıyla torsiyonel başarısızlığı azalttığını ifade etmiş, resiprokasyon hareketinin eğilme stresleri üzerindeki etkisinin daha az belirgin olduğunu bildirmiştir. Eğeler tek kullanımlık olarak piyasaya sunulurken, uzamış klinik kullanımının neden olabileceği metal yorgunluğunun azaltılmasının amaçlandığı belirtilmektedir. Ancak tek kullanımlık olmasının eğin tek kanalda kullanılacağı anlamına gelmeyeceğini ve tek kullanımın metal yorgunluğunu ve başarısızlık riskini azaltmakla birlikte tamamen elimine edemeyeceğini belirtilmiştir. Bu nedenle kanalın kurvatür miktarına bağlı olarak tek ege sistemi ve tek kullanımlık olarak üretilen eğelerin de klinik kullanım sırasında döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılma riski taşıdığını ifade etmişlerdir. Arens ve ark (2003) tek bir hastada kullandıkları ProFile eğelerini inceledikleri çalışmalarında ortaya çıkan defektlerin tecrübeli hekimlerin kullandıkları yeni eğelerde bile görülebileceğini kırılma ihtimalini en aza indirmek için tek kullanım yaklaşımına uyulması gerektiğini bildirmişlerdir. Aynı şekilde İnan ve Gönüloğlu (2009) da, Mtwo eğelerin klinik kullanım sonrası deformasyon ve kırılma oranlarını inceledikleri çalışmalarında döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmanın yüksekliği nedeniyle üretici firma tarafından önerilen maksimum sayıda kullanıma uyulmasını tavsiye etmişlerdir.

Eğelerin kırılma oranlarını inceleyen çalışmalarda ön genişletme yapıldığında kırılma oranları çok daha az bulunmuştur. Patino ve ark. (2005) K3, ProFile ve ProTaper eğelerinin her birinin toplamda 208 diş kanalı ile kırılıncaya kadar kaç adet kanal prepare ettiğini araştırdıkları çalışmalarında elde edilen düşük kırılma oranının el eğeleriyle oluşturdukları “glide path” sayesinde döner eğin uç kısmının kanal duvarlarıyla yapmış olduğu daha az temas nedeniyle olduğunu belirtmişlerdir. Mtwo eğelerin en fazla 5 kanalda kullanıldığı 556 diş kanalının el eğeleri ve gates-glidden frezlerle koronal genişletme yapıldığı bir çalışmada kırılma oranı bir hayli düşük bulunmuştur (Ehrhardt ve ark., 2012). Aynı şekilde crown-down prensibiyle ön genişletme yapılan ProFile eğelerin kırılma oranları oldukça düşük bulunmuştur

(Roland ve ark., 2002). Her iki çalışmada da döner ege kullanmadan önce ön genişletme yapılmasının döner eğerlerin kırılma oranlarını oldukça düşürdüğü sonucuna varılmıştır.

Karova ve Topalova-Pirinska (2014), WaveOne eğerlerin PathFile ile “glide path” oluşturulduğu durumda kırılıncaya kadar kaç adet akrilik blok prepare ettiğini araştırmışlar ve PathFile ile glide path oluşturulduğunda çok daha fazla adette akrilik blok prepare edildiğini belirtmişlerdir. Cunha ve ark. (2014), 18 aylık süre boyunca, 2215 kök kanalında (711 posterior dişte) kullanılan WaveOne eğerlerinin klinik kullanımları sırasında kırılma insidansını prospektif olarak incelemişlerdir. Gereksinime göre K-tipi el egesi veya PathFile döner eğerlerle “glide path” oluşturulan kanalları sonrasında WaveOne eğerleri ile prepare etmişlerdir. Kullanım sırasında toplamda 3 adet ege (2 adet Small ve 1 adet Primary egesi) kanal içerisinde kırılmış ve alet kırığı insidansı %0.13 bulunmuştur. Waveone eğerlerinin düşük kırılma insidansının, WaveOne eğerlerinin metallurjik özellikleriyle, resiprokasyon hareketi ve tek kullanımlık olarak üretilmeleriyle bağlantılı olabileceği sonucuna varılmıştır.

Yapılan çeşitli çalışmalarda WaveOne eğerlerinin “glide path” eğerleriyle kullanımı önerilmektedir (Berutti ve ark., 2004; Lim ve ark., 2013; Pirani ve ark., 2014b). Lim ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada WaveOne eğerlerinin “glide path” oluşturulmadan yapay kanallarda kullanıldığında merkezde kalma oranının azaldığını bulmuşlar ve WaveOne eğerlerinin ISO 15’den daha büyük boyutlarda “glide path” oluşturulduktan sonra kullanılmasını önermişlerdir. Pirani ve ark. (2014b) WaveOne ve Reciproc eğerlerinin, 3 adet kanalda kullanım sonrası meydana gelen aşınmalarını ve metalografik analizini yapmışlardır. 3 kez kullanım sonrası WaveOne eğerlerin uç kısmının dış konturlarında herhangi bir değişiklik gözlenmezken, Reciproc eğerlerde daha fazla aşınma hatta bir egede uç kısmının birkaç mikrometre kaybı gözlenmiştir. Reciproc eğerlerde uç kısmındaki aşınmanın daha fazla görülmesinin nedeninin preparasyon sırasında uygulanan apikal doğrultudaki kuvvetin daha fazla olması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Apikale uygulanan kuvvetin fazlalığı nedeniyle kanal duvarları ve uç kısım arasında aşırı sürtünme meydana gelmektedir. Reciproc eğerlerinin kullanımından önce “glide path” oluşturulmasının üretici firma tarafından gerekli görülmemesi nedeniyle uç kısımdaki aşınma ihtimalinin arttığı düşünülmektedir. Her ne kadar Reciproc eğerlerin “glide path” oluşturulmadığı durumlarda da apikale ulaşabildiği bildirilse de (De-Deus ve ark., 2013), ege üzerinde oluşan stresleri ve

aşınmaları azaltmak için Reciproc eğeler için de “glide path” oluşturulması önerilmiştir (Pirani ve ark., 2014b). Berutti ve ark. (2004) manuel olarak glide path oluşturulduğunda ProTaper S1 eğelerin 6 kat daha fazla akrilik blok prepare ettiğini ve “glide path” oluşturulmasının döner eğelerin başarısızlık oranını azaltmakta önemli bir belirleyici olduğunu bildirmişlerdir.

“Glide path” oluşturulmasının ve ön genişletme yapılmasının, eğeler üzerinde oluşan stresi azalttığı (Blum ve ark., 2003; Ha ve ark., 2012) ve apikale ulaşmak için daha az “pecking” hareketi gerektirdiği ve eğelerin apikale daha kolay ulaştığı bildirilmiştir (Berutti ve ark., 2012; Elnaghy ve Elsaka, 2014). Berutti ve ark. (2014), akrilik bloklar üzerinde ProGlider (PG) ve PathFile (PF) eğeleriyle “glide path” oluşturulduğunda ProTaper Next X1 eğelerin harcadığı tork, zaman ve gereken “pecking” hareket miktarını incelemişler ve PG kullanıldığı durumlarda preparasyon sırasında ProTaper Next X1 eğelerinde daha az stres oluştuğunu, apekse ulaşmak için geçen zamanın daha az olduğunu bildirmişlerdir. PG’ın koronal ve orta üçlüde daha fazla genişletme sağladığını bulmuşlardır. PG eğelerin progresif artan taper yapısının eğeye, %2 sabit artan taperli eğelere göre daha fazla hacim sağladığı bildirilmektedir (Alovisi ve ark., 2016). Bu durumda 16. mm’de PG’ın çapı 0.82 mm iken, PF 3’ün 16 mm’de sahip olduğu çap ise 0.51 mm olmaktadır (Ruddle ve ark., 2014). Çalışmamızda akrilik blokların preparasyonunda kullanılan gruplardan olan PG+WaveOne grubunda bulunan döngüsel yorgunluğa karşı yüksek direncin, PG’nin sahip olduğu progresif artan taperli yapısı sayesinde kanalda PF eğeye göre daha fazla genişlik oluşturması ve bu durumda WaveOne eğelerin daha geniş bir kanalda kullanılması nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz.

Türker ve ark. (2014), PathFile eğeleriyle glide path oluşturulmasının bir ya da üç kanalda kullanılan WaveOne ve OneShape eğelerin yüzey topografyasına ve yüzey kalitesine etkisini üç boyutlu görüntüler sağlayan atomik kuvvet mikroskobuyla incelemişlerdir. Yüzey topografyasıyla eğelerin yüzey pürüzlülük oranları incelenebilmekte ve yüzeydeki oluşan defektlerin eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini düşüren çatlak başlangıçlarına sebep olabileceği düşünülmektedir (Kuhn ve ark., 2001). Çalışmanın sonucu glide path oluşturulmasının her iki tek ege sisteminin de yüzey topografyasında glide path oluşturulmayan gruba göre farklılık yaratmadığı gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda da glide path oluşturulan gruplarla (PF+WaveOne

ve PG+WaveOne) herhangi bir glide path eğesi kullanılmayan grup arasında döngüsel yorgunluk değerleri açısından istatistiksel olarak herhangi bir farklılık görülmemiştir.

Klinik kullanımın döngüsel yorgunluğa karşı direnci düşürdüğünü gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Gambarini, 2001; Fife ve ark., 2004; Bahia ve Buono, 2005; Plotino ve ark., 2006; Ounsi ve ark., 2007; Vieira ve ark., 2008; Arias ve ark., 2014). Bu çalışmalarda farklı marka eğelerin kullanıldığı kanal sayısı 1 veya 2 kanaldan 15-20 kanala kadar geniş bir aralık içermektedir. Kanalların kurvatürleri ise bazı çalışmalarda belirtilmemiş, bazılarında ise radyografik yöntemle belirlenmiştir ve dolayısıyla çıkan sonuçlar ve yazar önerileri farklılık göstermektedir.

Wei ve ark. (2007), ProTaper eğelerin klinik kullanım sonrası kırılma tiplerini inceledikleri çalışmalarında kırık yüzeylerini yüksek büyütme altında incelediklerinde torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun bir arada olduğu 3. bir kırılma tipi olan kombine modu tanıtmışlardır. Kombine mod eğelerin klinik kullanımda tek bir nedenden dolayı başarısızlığa uğramayacağını, torsiyonel ve döngüsel başarısızlığa sebep olan streslerin birarada bulunacağını göstermektedir. Literatürde çok az çalışma döngüsel yorgunluğun eğelerin torsiyonel dayanımına etkisini incelemiştir (Ulmann ve Peters., 2005; Kim ve ark., 2012b; Campbell ve ark., 2014). Cheung ve ark. (2013) yılında yaptıkları önemli bir çalışma ile öncesinde torsiyonel yüklemenin eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncine etkisini inceleyerek diğer çalışmaları tamamlamak istemiştir. ProFile ve ProTaper eğeleri önceden belirlenen nihai torsiyonel dayanımlarının %25, %50, %75'i kadar torsiyonel gerilime ve belirlenen gerilim yüzdelerinde 10, 30 ve 50 kez tekrarlandıktan sonra eğeleri döngüsel yorgunluk testine tabi tutmuşlardır. Yaptıkları çalışmada şaşırtıcı bir şekilde torsiyonel ön yükleme yapılan eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinde artış görülmüştür. Yüzey defektleri ve mikroçatlaklar oluşturmadan yapılan tekrarlayan gerilimlerin materyal içerisindeki dislokasyonların yoğunluğunun artmasına neden olacağını belirtmişlerdir. Materyalin soğuk işlenmesi, ön yükleme olarak da adlandırılan bu işlemin dislokasyon yoğunluğunu artırarak materyalin kayma deformasyonuna karşı direncinin artmasını sağlamaktadır. Bu durum, NiTi materyalin süperelastik özelliklerini geliştirmektedir (Miyazaki ve ark., 1990). Öncesinde akrilik bloklarda PG kullanılan WaveOne grubu (PG+WO) ile akrilik bloklarda herhangi bir preparasyonda kullanılmayan kontrol grubunun (0 WO) döngüsel yorgunluğa karşı direnci arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık

bulunmamıştır. Öncesinde akrilik bloklarda kullanılan WO eğelerin maruz kaldığı torsiyonel streslerin aletin döngüsel yorgunluğa karşı direncinde nasıl bir etkisi olduğu hakkında tam olarak bir yorum yapılamayacak olsa da Cheung ve ark.'nin (2013) yaptıkları bu çalışma elastik limitini aşmayan torsiyonel yüklemenin aletin döngüsel yorgunluğa karşı direncini arttırdığını göstermektedir. İleride yapılacak çalışmaların termomekanik işlem görmüş eğelerin kanal içerisinde maruz kaldıkları farklı torsiyonel yüklerin eğelerin döngüsel yorgunluğunu nasıl etkilediği ve alışımda meydana gelen değişimlerin metalurjik yöntemlerle incelenmesini önermekteyiz.

Shen ve ark. (2016) farklı kliniklerde farklı operatörler arasında tek kullanım sonrası 438 adet WaveOne eğelerindeki defektleri incelemişlerdir. Toplamda %9.6'sında defekt tespit edilen eğelerden %9.1'i distorsiyona uğramış, %0.5'i ise kırılmıştır. Kırılma ve distorsiyon oranı en çok Small eğelerde tespit edilmiş, 2 kırılmanın nedeni ise torsiyonel kırılma nedeni ile olduğu belirtilmiştir. Operatör tecrübesinin çıkan sonuçları etkilemediği belirtilmiştir. WaveOne eğelerindeki düşük kırılma nedeninin üretici firmanın bu eğeleri tek kullanım olarak üretmesinin kısmen açıkladığı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda da, döner NiTi eğelerle "glide path" oluşturulmasının WaveOne Primary eğelerinin yapay kanallarda bir kez kullanımı sonrası döngüsel yorgunluğa bağlı direnci üzerine etkisi bulunmamıştır. Elde edilen sonucun WaveOne eğelerin tek kullanım olarak üretilmesi nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Çalışmamızın sonuçlarına göre NiTi döner eğelerle “glide path” oluşturulması, yapay kanallarda kullanıldığında WaveOne eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini etkilememektedir.
- ProGlider eğeleri ile “glide path” oluşturulduktan sonra kullanılan WaveOne eğelerinin (PG+WaveOne) döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri, kontrol grubu ile (0 WaveOne) benzerlik göstermektedir.
- WaveOne eğelerinden önce PathFile ile “glide path” oluşturulması (PF+WO), herhangi bir glide path oluşturulmadan kullanılan WaveOne eğelerine (1 WaveOne) göre döngüsel yorgunluğa karşı dirence etkisi açısından istatistiksel olarak farklılık oluşturmamaktadır.
- SEM incelemesi ile gözlenen yorgunluk çizgilerinden eğelerin döngüsel yorgunluğa bağlı kırıldıkları teyit edilmiştir.
- Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar klinik koşullara dikkatle uyarlanmalıdır. Çünkü NiTi döner eğelerin klinik kullanımları sırasında kök kanallarında karşılaşacakları bir çok etkenden sadece biri değerlendirilmiştir. Ancak NiTi eğelerin kanal içerisinde preparasyonu sırasında torsiyonel stresleri de içeren kırılma mekanizmalarını etkileyecek bir çok etken bulunmaktadır. “Glide path” eğelerinin, gerçek dişler üzerinde WaveOne eğelerin döngüsel yorgunluğuna etkileri farklı deneysel modellerle farklı sonuçlar gösterebilir.
- NiTi eğelerin klinikte güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için üretici ve araştırmacılar, ADA ve ISO tarafından test metodlarının ve cihazlarının standardizasyonuna ihtiyaç duymaktadır. İleride yapılacak olan yüksek dönüşüm ısısına sahip termomekanik işlem görmüş eğelerin döngüsel yorgunluk çalışmalarında çevresel şartların da göz önüne alarak testlerin klinik koşulları daha iyi yansıtacak ortamlarda yapılması daha anlaşılır test sonuçlarının elde edilmesini sağlayabilir.

KAYNAKLAR

- Ajuz NCC, Armada L, Gonçalves LS, Debelian G, Siqueira JF. Glide path preparation in S-shaped canals with rotary pathfinding nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(4):534-537.
- Al-Hadlaq SMS, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-307.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005;31(1):40-43.
- Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Comparative analysis of endodontic pathfinders. *J Endod.* 2007;33(6):723-726.
- Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, Pasqualini D. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J.* 2016.
- Alves VO, Bueno CES, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, Martin AS. Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2012;38(1):117-120.
- Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-1216.
- Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod.* 2004;30(4):234-237.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-666.
- Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and

GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014;47:257-263.

Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(2):249-255.

Barbosa FOG, Gomes JADC, de Araujo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007b;33(12):1477-1480.

Barbosa FOG, Gomes JADCP, de Araujo MCP. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007a;33(8):982-985.

Basmadjian-Charles CL, Farge P, Bourgeois DM, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *Int Dent Journal.* 2002;52(2):81-86.

Bergmans L, Cleynenbreugel JV, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent.* 2001;14(5):324-333.

Bergmans L, Lambrechts P. Root canal instrumentation. *Bergenholtz G, Bindsløv PH, Reit C, Editörler. Textbook of Endodontology. 2. Baskı. Wiley-Blackwell.* 2010; 169-192.

Berutti E, Negro AF, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(4):228-230.

Berutti E, Alovise M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *J Endod.* 2014;40(12):2015-2018.

- Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):693-699.
- Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, Pasqualini D. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod.* 2009;35(3):408-412.
- Berutti E, Paolino DSP, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod.* 2012;38(1):101-104.
- Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(4):515-518.
- Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod.* 2003;29(9):567-575.
- Bonaccorso A, Cantatore G, Condorelli GG, Schafer E, Tripi TR. Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2009;35(6):883-886.
- Brantley WA. Endodontic Instruments and Armamentarium B. Introduction of nickel-titanium alloy to endodontics. Ingle JI, Backland LK, Baumgartner JC, editors. *Ingle's Endodontics.* 6th Ed., Hamilton, BC Decker Inc. 2008;26:800-812.
- Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys.* 1963;34(5):1475-1477.
- Burroughs JR, Bergeron BE, Roberts MD, Hagan JL, Himel VT. Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated S-shaped root canals. *J Endod.* 2012;38(12):1618-1621.

- Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schafer E. 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.* 2012;45(5):449-461.
- Bürklein S, Poschmann T, Schafer E. Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. *J Endod.* 2014;40(8):1231-1234.
- Bürklein S, Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics.* 2013;29(1):110-124.
- Byström A, Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J.* 1985; 18(1):35-40.
- Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *J Endod.* 2014;40(4):562-565.
- Campos JM, del Rio C. Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod.* 1990;16(5):230-234.
- Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *J Endod.* 1994;20(8):395-398.
- Cantatore G, Berutti E, Castellucci A. The PathFile: a new series of rotary nickel titanium instruments for mechanical pre-flaring and creating the glide path. *Oral Health.* 2010;100(10):66-68.
- Capar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2015;49(2):119-135.
- Capar ID, Ertaş H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015a;41(1):24-28.
- Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. 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.* 2015b;41(4):535-538.
- Cassim I, Van der Vyver PJ. The importance of glide path preparation in endodontics: a consideration of instruments and literature. *S Afr Dent J.* 2013;68(7):322-327.
- Cheung GSP, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2007a;40(3):169-178.
- Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007a;40(8):612-618.
- Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2007b;40(8):619-625.
- Cheung GSP, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J.* 2007c;40(8):626-632.
- Cheung GSP, Liu CSY. A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod.* 2009;35(7):938-943.
- Cheung GSP, Oh SH, Ha JH, Kim SK, Park SE, Kim HC. Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *J Endod.* 2013;39(12):1593-1597.
- Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in Protaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005;38(11):802-809.
- Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod.* 2007b;33(12):1433-1437.
- Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical

outcomes. *Endod Topics*. 2009.;16(1):1-26.

Cheung GSP. Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments. The University of Hong Kong, Hong Kong , PhD thesis, 2006.

Cunha RS, Junaid A, Ensinas P, da Silveira Bueno CE. Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne files: a prospective clinical study. *J Endod*. 2014;40(7):922-924.

D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *J Endod*. 2013;39(12):1581-1584.

De Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine driven nickel-titanium engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(11):765-769.

de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod*. 2016;42(5):782-787.

De-Deus G, Arruda TEP, Souza EM, Neves A, Magalhaes K, Thuanne E, Fidel RAS. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *Int Endod J*. 2013;46(10):993-998.

De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010;43(12):1063-1068.

De-Deus G, Vieira VTL, da Silva EJJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod*. 2014;40(4):575-579.

Debelian G, Trope M. Scouting the root canal with dedicated NiTi files. *Roots*. 2012;8(2):24-27.

- Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1986;61(2):192-196.
- Dentsply Maillefer 2016. [https:// www. dentsply. com/ content/ dam/ dentsply/ pim/ manufacturer/Endodontics/Glide Path Shaping/Rotary Reciprocating Files/Glide Path/PROGLIDER/PROGLIDER-LR-weww6cx-en-1402](https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Endodontics/Glide_Path_Shaping/Rotary_Reciprocating_Files/Glide_Path/PROGLIDER/PROGLIDER-LR-weww6cx-en-1402), 2016.
- Dhingra A, Neetika. Glide path in endodontics. *Endodontology.* 2014;26(1):217-222.
- Do Amaral ROJF, Leonardi DP, Gabardo MCL, Coelho BS, de Oliveira KV, Filho FB. Influence of cervical and apical enlargement associated with the WaveOne system on the transportation and centralization of endodontic preparations. *J Endod.* 2016;42(4):626-631.
- Dummer PMH, Alodeh MHA, Al-Omari MAO. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *Int Endod J.* 1991;24(2):63-66.
- Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Mat Scien Eng.* 2004;378(1):24-33.
- Ehrhardt IC, Zuolo ML, Cunha RS, de Martin AS, Kherlakian D, de Carvalho MCC, Bueno CEDS. Assessment of the separation incidence of Mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *J Endod.* 2012;38(8):1078-1081.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod.* 2014;40(12):2053-2056.
- EndoWave broşür.
- http://www.morita.com/cms/files/endowave_english_ENDODONTICS.pdf?download=1, 2016.
- Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21(4):173-176.
- Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary

instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod.* 2004;97(2):251-256.

G-File broşür. <http://micro-mega.com/en/wp-content/uploads/2012/10/gfiles.pdf>, 2016.

Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, de Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008;34(8):1003-1005.

Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001;34:386-389.

Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16(3):95-100.

Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-files instrumentation using computed tomography. *J Endod.* 1996;22(7):369-375.

Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(3):398-401.

Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(7):1205-1209.

Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod.* 2012;38(5):684-687.

Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-151.

Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue

- resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755-763.
- Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod.* 2005;31(6):468-470.
- Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113-128.
- Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013;39(3):389-393.
- Ha JH, Lee CJ, Kwak SW, El Abed R, Ha D, Kim HC. Geometric optimization for development of glide path preparation nickel-titanium rotary instrument. *J Endod.* 2015;41(6):916-919.
- Ha JH, Park SS. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):215-219.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013;29(1):3-17.
- Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod.* 1991;17(5):217-220.
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434-440.
- Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007;33(6):712-714.

- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10(1):30-76.
- HyFlex broşür. http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/HyFlexFamily_bro.pdf, 2016.
- HyFlex EDM broşür. https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics/Root_Canal_Shaping/HyFlex_EDM/6846_09-15_HyFlex_EN.pdf, 2016.
- Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2016.
- Inan U, Aydin C, Tunca YM. 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*. 2007;104(6):837-840.
- Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod*. 2009;35(10):1396-1399.
- International Organization for Standardization. Dentistry - Root-canal instruments - Part 1: General requirements and test methods. In: ISO 3630-1, 2008.
- Jerome CE, Hanlon RJ. Identifying multiplanar root canal curvatures using stainless-steel instruments. *J Endod*. 2003;29(5):356-358.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*. 2008;34(11):1406-1409.
- Takehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;20(3):340-349.

- Kalyoncuoğlu E, Kayahan MB. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Rehber Yolun Önemi. *Diş Hekimliği Dergisi: Vestiyer Yayıncılık*; 2016;124:30-32.
- Karova E, Topalova-Pirinska S. The influence of a glide path on the lifespan of WaveOne reciprocating files. *Int J Dent Sci Res*. 2014;2(3):59-62.
- Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*. 2012a;38(4):541-544.
- Kim JW, Ha JH, Cheung GSP, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod*. 2014;40(10):1671-1675.
- Kim JY, Cheung GSP, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod*. 2012b;38(4):527-530.
- Kinsey B, Mounce R. Safe and efficient use of the M4 safety handpiece in endodontics. *Roots*. 2008;4(2):36-40.
- Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2007;33(1):52-54.
- Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*. 1997;23(12):751-754.
- Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*. 2001;27(8):516-520.
- Kum KY, Spangberg L, Cha BY, II-Young J, Seung-Jong L, Chan-Young L. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod*. 2000;26(12):719-723.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue of a new generation of

- nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(3):401-403.
- Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod.* 1996;22(10):543-546.
- Letters S, Smith AJ, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *Brit Dent J.* 2005;199(8):522-525.
- Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28(6):448-451.
- Li UM, Shin CS, Lan WH, Lin CP. Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic Ni-Ti rotary instruments. *Dent Mater J.* 2006;25(2):247-252.
- Lim YJ, Park SJ, Kim HC, Min KS. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2013;38(1):21-25.
- Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2004;37(1):19-28.
- Lopes HP, Britto IMO, Elias CN, de Oliveria JCM, Neves MAS, Moreira EJM, Siqueira JF. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010b;110(3):401-404.
- Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF, Soares RG, Souza LC, Oliveira JCM, Lopes WSP, Mangelli M. Mechanical behavior of pathfinding endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(10):1417-1421.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, Souza LC, Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2016;42(6):965-968.

- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF, Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010a;36(10):1653-1657.
- Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-57.
- Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Gonçalves LS, Siqueira JF, Moreira E JL, Vieira VTL, Souza LC. Influence of the geometry of curved artificial canals on the fracture of rotary nickel-titanium instruments subjected to cyclic fatigue tests. *J Endod.* 2013a;39(5):704-707.
- Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Siqueira Jr JF, Mangelli M, Lopes WSP, Vieira VTL, Rocha EA. Fatigue life of WaveOne and ProTaper instruments operated in reciprocating or continuous rotation movements and subjected to dynamic and static tests. *Endod Pract Today.* 2013b;7(3):217-222.
- Low D, Ho AWL, Cheung GSP, Darwell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(6):545-548.
- Luebke NH, Brantley WA. Torsional and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. II. Stainless steel Gates Glidden drills. *J Endod.* 1991;17(7):319-323.
- Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Megan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262-266.
- Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2003;36(3):161-165.
- Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Holf R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy – a new concept of endodontic file and

its implementation. *J Endod.* 2010;36(4):679-690.

Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(2):119-126.

Miyazaki S, Kohiyama Y, Otsuka K, Duerig TW. Effects of several factors on the ductility of the Ti-Ni alloy. *Mater Sci Forum.* 1990;56-58:765-770.

Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998;24(12):843-847.

Mounce RE. Endodontic K-Files: invaluable endangered species or ready for Smithsonian?. *Dent Today.* 2005;24(7):102-104.

Möller AJ, Fabricius L, Dahlen G, Öhman AE, Heyden G. Influence on periapical tissues of indigenous oral bacteria and pulp tissue in monkeys. *Scand J Dent Res.* 1981;89(6):475-484.

Nahmias Y, Cassim I, Glassman G. "Own the canal"-the importance of a reproducible glide path. *Oral Health.* 2013;May:74-82.

Nakagawa RKL, Alves JL, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments. *Int Endod J.* 2014;47(3):290-297.

O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J.* 2003;36(11):724-732.

One G broşür.

http://micro-mega.com/en/wp-content/uploads/2015/02/OneG_EN1_15_web.pdf, 2016.

OneShape broşür.

http://micro-mega.com/en/wp-content/uploads/2012/10/brochure_OneShapeNG_EN1_v1.pdf, 2016.

- Ørstavik D, Pitt Ford TR. Apical periodontitis: microbial infection and host responses. Essential endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis. Oxford: Blackwell Science, 1998;1-8.
- Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tray FR. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2007;33(6):737-741.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. J Endod. 2004;30(10):722-725.
- Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. J Endod. 2006; 32(11):1031-1043.
- Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, Castellucci A, Berutti E. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. J Endod. 2012a;38(3):389-393.
- Pasqualini D, Mollo L, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Migliaretti G, Berutti E. Postoperative pain after manual and mechanical glide path: a randomized clinical trial. J Endod. 2012b;38(1):32-36.
- Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. J Endod. 2005;31(2):114-116.
- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2013; 39(2):258-261.
- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. Int Endod J. 2012;46(2):155-159.
- Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia

- MGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):496-474.
- Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J.* 2002;35(4):379-389.
- Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010;41(6):479-488.
- Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and shaping the root canal system: Hargreaves KM, Bergman LH, editors. *Pathways of the Pulp.* 11th Ed. Elsevier Mosby 2016;6(209-279).
- Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. Protaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(2):93-99.
- Peters OA, Peters CI. Cleaning and shaping of the root canal system: Stephen Cohen, Kenneth M. Hargreaves, editors. *Pathways of the Pulp.* 10th Ed. Elsevier Mosby 2011; 9(283-348).
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004; 30(8):559-567.
- Pettiette MT, Delano EO, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod.* 2001;27(2):124-127.
- Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossu M, Polimeni A, Gatto MRA, Gandolfi MG, Prati C. Wear and metallographic analysis of WaveOne and Reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. *Scanning.* 2014b;36(5):517-525.
- Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, Pelliccioni GA, Gandolfi MG, Prati C. Metallurgical

analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel-titanium instruments. *Odontology*. 2014a;102(2):211-216.

Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L., Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2012b;38(2):222-225.

Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009;35(11):1469-1476.

Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2014;40(9):1451-1453.

Plotino G, Grande NM, L Testarelli, G Gambarini. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J*. 2012a;45(7):614-618.

Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. 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*. 2010;109(1):e60-e66.

Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*. 2006;39(9):716-723.

Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2007;40(1):45-51.

ProGlider broşür.
<http://www.dentsplymea.com/sites/default/files/211%20Proglider%20Brochure%20FINAL.pdf>, 2016.

- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
- Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod.* 2001;27(9):588-592.
- Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(3):343-347.
- Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33(12):1469-1472.
- Reciproc broşür.
- http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/en/en-reciproc-anwender_a5_rev6.pdf, 2016.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-211.
- Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, de Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1553-1557.
- Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GHR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002;28(7):543-545.
- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. Endodontic canal preparation: new innovations in glide path management and shaping canals. *Dent Today.* 2014;33:118-123.
- Ruddle CJ. Endodontic canal preparation: WaveOne single-file technique. *Dent Today.* 2012.
- Saleh AM, Gilani PV, Tavanafar S, Schafer E. Shaping ability of 4 different single-file

- systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2015;41(4):548-552.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-165.
- Schafer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432-435.
- Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod.* 2002;28(12):800-802.
- Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology,* 1997;13(2): 51-64.
- Schneider K, Korkmaz Y, Addicks K, Lang H, Raab WHM. Prion protein (PrP) in human teeth: an unprecedented pointer to Prp's function. *J Endod.* 2007;33(2):110-113.
- Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271-275.
- Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod.* 2005;31(2):120-123.
- ScoutRace broşür.
- http://www.fkg.ch/sites/default/files/201601_fkg_scouttrace_flyer_en_vc.pdf, 2016.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics.* St Louis MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc., 1995.
- Shen Y, Coil JM, Mo AJ, Wang Z, Hieawy A, Yang Y, Haapasalo M. WaveOne rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2016;42(2):186-189.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J*

- Endod. 2012;38(3):376-380.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(7):997-1001.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-172.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod.* 1997;23(8):503-507.
- Sonntag D, Guntermann A, Kim SK, Stachniss V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J.* 2003;36(4):246-255.
- Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006;39(3):171-178.
- Sundqvist G. Bacteriological studies of necrotic dental pulps (No.7). Department of Oral Microbiology, Umea Üniversitesi, İsveç. 1976.
- Taşdemir T, Aydemir H, Inan U, Ünal O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int Endod J.* 2005;38(6):402-408.
- Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. A comparison of canal preparation using the K-File and Lightspeed in resin blocks. *J Endod.* 1996;22(9):474-476.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
- Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of LightSpeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals.Part 1. *J Endod.* 1997a;23(11): 698-702.

- Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J.* 1997b;30(1):1-7.
- Tobushi H, Shimeno Y, Hachisuka T, Tanaka K. Influence of strain rate on superelastic properties of TiNi shape memory alloy. *Mechanics Mater.* 1998;30(2):141-150.
- Topçuoğlu HS, Düzgün S, Akpek F, Topçuoğlu G, Aktı A. Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single-file systems in curved canals. *Int Endod J.* 2016;49:599-603.
- TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics.* Place, Ishiyaku EuroAmerica, Published 1995.
- Türker SA, Sağlam BC, Koçak MM, Koçak S. The effect of glide path on the surface quality of new and used rotary and reciprocating single files: OneShape versus WaveOne. *Scanning.* 2014;36(6):608-613.
- Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183-186.
- Uroz-Torres D, Gonzalez-Rodriguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(5):699-702.
- Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005;31(12):882-885.
- Van der Vyver PJ. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part one. *International dentistry.* 2010;13(2):6-10.
- Van der Vyver PJ. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part Two. *International dentistry.* 2011;13(2):46-53.
- Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-

- Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010;36(1):157-159.
- Vieira EP, França EC, Martins RC, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2008;41:163-172.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-351.
- Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots.* 2011;1(1):28-33.
- Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33(3):276-279.
- Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *J Endod.* 1976;2(10):298-303.
- Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975;1(8):255-262.
- West J. Endodontic update 2006. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(5):280-300.
- West J. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today.* 2010;29(9):86-88.
- Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod.* 1997;23(4):217-220.
- Wu MK, Wesselink PR. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;79(4):492-496.
- Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006;32(4):372-375.

- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006;32(1):55-57.
- Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J.* 2003;36(11):764-769.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-344.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999;32(2):115-119.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J.* 2001b;34(6):471-475.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001a;34(1):47-53.
- Yared GM, Kulkarni GK. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J.* 2002;35(6):536-541.
- Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012;38(1):105-107.
- You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36(12):1991-1994.
- Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J.* 2007;52(1):S52-S63.
- Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, Fontanella VRC, Gavini G, Barletta FB. Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with ProTaper Universal with and without PathFile. *J Endod.*

2014;40(5):688-693.

Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics*. 2013;29(1):42-54.

Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(6):843-847.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Gülşah Uslu

Doğum Yeri: Çanakkale, Türkiye

Doğum Tarihi: 11.06.1989

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce (YDS 80, YÖKDİL 93.75)

Eğitim Durumu:

Hüseyin Onan İlkokulu, (İlköğretim), 2000

Cumhuriyet İlköğretim Okulu, (Ortaöğretim), 2003

Biga Atatürk Anadolu Lisesi, (Lise), 2007

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, (Lisans), 2012

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, (Uzmanlık), 2017

Çalıştığı Kurumlar:

Sarıkamış Devlet Hastanesi, 2013 (Diş Hekimi)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, 2014-2017 (DUS Araştırma Görevlisi)

E-posta: gulsah.turkkan@hotmail.com