



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KLİNİK KULLANIM VE STERİLİZASYONUN  
NİKEL-TİTANYUM DÖNER EĞE SİSTEMLERİNİN  
ŞEKİLLENDİRME ETKİNLİĞİ VE DÖNGÜSEL YORGUNLUK  
DİRENCİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ**

SELİN GÖKER KAMALI  
UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Dr. Öğretim Üyesi Dilek Türkaydın

İSTANBUL-2018



T.C.  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

UZMANLIK TEZ SINAVI TUTANAK FORMU

SAYI :

03.05.2018

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Fakültemizin ..GURDANIS..... Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi  
Dr. Sema GÖKER KAYALI'nın Klinik...Kültür...ve Sterilizasyon...Nükleer Tıbbın  
Deney Gpe Sistemlerinin...seçilene...etkinliği...ve...dijital...yapımlık  
alanında...tezi...etkisi.....

konulu Uzmanlık Tez Sınav Tutanağı aşağıdadır.

Saygılarımla arz ederim.

Prof. Dr. HESNA SARAĞAN ÖZÇÖĞÜ  
Endodontik Bilim Dalı Başkanı

Anabilim Dalı Başkanı

SINAV TUTANAĞI

Uzmanlık Tez Sınav Jürimiz 03/05/2018 tarihinde toplanmış ve adı geçen öğrenciyi  
Uzmanlık Tez Sınavına tabi tutmuştur. Sınav sonucunda adayın tezi hakkında aşağıdaki karar  
verilmiştir.

KABUL

RED

DÜZELTME

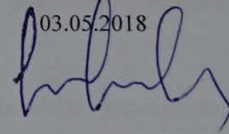
Tez Sınav Jürisi	Ünvanı, Adı Soyadı	İmza
Başkan	Prof. Dr. Hesna Sarağan Özçöğü	[İmza]
Üye	Prof. Dr. Zebra Figen Kaptan	[İmza]
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Dilek Türkaydın	[İmza]

Eki : Tez Değerlendirme Formu (Her bir jüri için).

## BEYAN

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

SELİN GÖKER KAMALI

03.05.2018  


## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hayattaki her konuda bana yol gösteren, her zaman destek olan, bilgi ve klinik tecrübelerinden çok şey öğrendiğim tez danışmanım ve sevgili hocam Dr. Öğretim Üyesi Dilek Türkaydın'a,

Her konuda samimiyetini ve desteğini hissettiğim Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğluna,

Akademik hayatım süresince bilgi birikimine başvurduğum her zaman hoşgörüsüyle yanımda olan değerli hocalarım Prof. Dr. Mahir Günday, Doç. Dr. Emre İriboz, Doç. Dr. Fatıma Betül Baştürk'e,

Fakülte hayatım boyunca dostluğu ve yardımları ile her zaman yanımda olan Uzm. Dt. Merve Aytöre Koşar'a,

Tez çalışmam boyunca sevgilerini hissettiğim, yardım ve desteklerini gördüğüm Endodonti Anabilim Dalı asistanları ve personeline,

Hayatım boyunca her başarımda emekleri olan hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve ilgileriyle bana destek olan babam Şener Göker, annem Nuray Göker ve kardeşim İrem Göker'e,

Tezimin her aşamasına yardımcı olan, beni her zaman destekleyen, hayatımı her zaman daha güzel kılan eşim Dt. Mertcan Kamalı'ya çok teşekkür ederim.

Selin GÖKER KAMALI

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DUP-131216-0534 numaralı proje ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa No</b>
<b>TEŞEKKÜR</b>	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>iv</b>
<b>KISALTMA VE SİMGELER</b>	<b>viii</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b>	<b>ix</b>
<b>RESİM LİSTESİ</b>	<b>xii</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b>	<b>xiii</b>
<b>ÖZET</b>	<b>1</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>2</b>
<b>1. GİRİŞ ve AMAÇ</b>	<b>3</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>5</b>
2.1. Kök Kanal Preparasyonunun Temel Hedefleri	5
2.2. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Kullanılan Alaşımlar	6
2.2.1. Nikel-Titanyum alaşımların gelişimi	7
2.2.2. Nikel-Titanyum alaşımların metalürjik özellikleri	7
2.2.3. Nikel-Titanyum alaşımların yapısı	7
2.2.4. Kök kanal preparasyonunda kullanılan Nikel-Titanyum eğeler	10
2.2.5. Nikel-Titanyum döner aletlerin crown-down tekniği ile kullanılması	13
2.3. Çalışmamızda Kullanılan Nikel Titanyum Döner Alet Sistemleri	14
2.3.1. Twisted File	14
2.3.2. Hyflex CM	16
2.3.3. ProTaper Next	19
2.4. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar	23

2.4.1. Transportasyon	23
2.4.1.1. Transportasyon oluşumunu etkileyen faktörler	27
2.4.2. Alet kırıkları	29
2.5. Döngüsel Yorugunluğu Etkileyen Faktörler	30
2.5.1. Eğrilik açısı ve yarıçapı	30
2.5.2. Eğe tasarımı	32
2.5.3. Yüzey koşulları	32
2.5.4. Dönme hızı	33
2.5.5. Preparasyon tekniği	34
2.5.6. Kullanım sayısı	34
2.5.7. Sterilizasyon prosedürü	35
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>37</b>
3.1. Şekillendirme Etkinliği Deneyi	37
3.1.1. Blokların hazırlanması	37
3.1.2. Şekillendirme öncesi dijital görüntülerin alınması	39
3.1.3. Kök kanal şekillendirme yöntemlerinin uygulanması	40
3.1.4. Sterilizasyon işlemi	44
3.1.5. Şekillendirme sonrası dijital görüntülerin alınması	45
3.1.6. Çalışmamızda incelenen kriterler	47
3.2. Döngüsel Yorgunluk Testi	49
3.2.1. Örneklerin hazırlanması	49
3.2.2. Yapay kanalın hazırlanması	50
3.2.3. Döngüsel yorgunluk test düzeneği	51
3.2.4. Döngüsel yorgunluk testi	51
3.3. İstatistiksel Analiz	52

<b>4. BULGULAR</b>	<b>53</b>
4.1. Şekillendirme Etkinliği Testi Bulguları	53
4.1.1. Farklı NiTi döner eğe sistemlerinin klinik kullanım ve sterilizasyon sonrası genişletme miktarlarının karşılaştırılması	53
4.1.1.1. İlk klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması	53
4.1.1.2. İkinci klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması	55
4.1.1.3. Üçüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması	57
4.1.1.4. Dördüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması	59
4.1.2. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistemlerin genişletme miktarlarına etkisi	61
4.1.2.1. Hyflex CM	61
4.1.2.2. ProTaper Next	63
4.1.2.3. Twisted File	65
4.1.3. Farklı NiTi döner eğe sistemlerinin klinik kullanım ve sterilizasyon sonrası transportasyon miktarlarının karşılaştırılması	67
4.1.3.1. İlk klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması	67
4.1.3.2. İkinci klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması	69
4.1.3.3. Üçüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması	71



4.1.3.4. Dördüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması	73
4.1.4. S-şekilli yapay kanalda meydana gelen transportasyonun yönü	74
4.1.5. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistemlerin transportasyon miktarlarına etkisi	75
4.1.5.1. Hyflex CM	75
4.1.5.2. ProTaper Next	77
4.1.5.3. Twisted File	79
4.1.6. Kanal aleti kırılma oranı	80
4.2. Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları	81
4.2.1. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması	81
4.2.2. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkisinin karşılaştırılması	82
4.2.3. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluklarının karşılaştırılması	83
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>85</b>
<b>6. SONUÇLAR</b>	<b>102</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>103</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>131</b>

## KISALTMA VE SİMGELER

NiTi: Nikel-Titanyum

Nitinol: “ni” nikeli, “ti” titanyumu, “noi” ise Naval Ordnance Laboratuvarı’nın baş harflerini temsil etmektedir.

CM: Controlled Memory (Kontrollü Hafıza)

Ms: Martensitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı

Mf: Martensitik dönüşüm bitiş sıcaklığı

As: Ostenitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı

Af: Ostenitik dönüşüm bitiş sıcaklığı

Mpa: Megapaskal

H: Hyflex

P: ProTaper Next

T: Twisted File

NaOCl: Sodyum hipoklorit

EDTA: Etilendiamintetraasetik asit

ADA: Amerikan Diş Hekimliği Birliği

ISO: International Organization for Standardization

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. NiTi alaşımların martensitik transformasyon diyagramı

Şekil 2. NiTi alaşımların şekil hafızası diyagramı

Şekil 3. NiTi alaşımın transformasyon sıcaklıkları

Şekil 4. Stres indükleyici martensitik dönüşüm

Şekil 5. Twisted File SEM görüntüleri

Şekil 6. Twisted File eğe sistemi

Şekil 7. Hyflex CM sisteminin kontrollü hafıza özelliği

Şekil 8. Hyflex CM sisteminin sterilizasyon sonrası orijinal haline geri dönmesi

Şekil 9. Hyflex CM SEM görüntüleri

Şekil 10. Hyflex CM eğe sistemi

Şekil 11. ProTaper Next SEM görüntüleri

Şekil 12. ProTaper Next'in dentin duvarı ile azalmış teması

Şekil 13. ProTaper Next eğelerindeki kesitsel boşluk

Şekil 14. ProTaper Next'in sinüzoidal dalgaya benzeyen hareketi

Şekil 15: ProTaper Next eğe sistemi

Şekil 16. Kök kanal Transportasyonu

Şekil 17. İyatrojenik hatalar

Şekil 18. Basamak oluşumu

Şekil 19. Zip oluşumu

Şekil 20. Dirsek oluşumu

Şekil 21. Perforasyon oluşumu

Şekil 22. Strip perforasyon oluşumu

Şekil 23. Schneider yöntemi

Şekil 24. Pruett yöntemi

Şekil 25. Yapay kanalın çizimleri

Şekil 26. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 27. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 28. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 29. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 30. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin genişletme miktarına etkisi

Şekil 31. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin genişletme miktarına etkisi

Şekil 32. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin genişletme miktarına etkisi

Şekil 33. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 34. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eĝe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 35. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 36. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Şekil 37. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Şekil 38. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Şekil 39. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Şekil 40. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkisinin karşılaştırılması

Şekil 41. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluklarının karşılaştırılması

## RESİM LİSTESİ

Resim 1. S-şeklinde yapay kanala sahip şeffaf akrilik blok

Resim 2. Akrilik blokların numaralandırılması

Resim 3. Fotoğraf çekimi için hazırlanan düzeneç

Resim 4. Akrilik bloğun şekillendirme öncesi fotoğrafı

Resim 5. Kompozit rehber

Resim 6. 10 K-tipi eğe ile çalışma boyunun belirlenmesi

Resim 7. X-Smart Plus Endodontik Motor

Resim 8. Hyflex CM eğe sistemi

Resim 9. ProTaper Next eğe sistemi

Resim 10. Twisted File eğe sistemi

Resim 11. Sterilizasyon için paketlenen eğeler

Resim 12. Akrilik bloğun şekillendirme sonrası fotoğrafı

Resim 13. Kompozit görüntü

Resim 14. Ölçüm yapılan seviyeler

Resim 15. Eğimin iç ve dış kısmındaki genişletme miktarının ölçümü

Resim 16. Paslanmaz çelik blok üzerindeki iki eğimli yapay kanal

Resim 17. Döngüsel yorgunluk test düzeneği

## TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmamızda kullanılan NiTi döner alet sistemleri

Tablo 2. Klinik kullanım ve sterilizasyon sayısına göre altgruplar

Tablo 3. Döngüsel yorgunluk deneyindeki gruplar

Tablo 4. NiTi döner sistemlerin kullanıldığı hız ve tork değerleri

Tablo 5. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

Tablo 6. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

Tablo 7. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

Tablo 8. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

Tablo 9. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin genişletme miktarına etkisi

Tablo 10. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin genişletme miktarına etkisi

Tablo 11. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin genişletme miktarına etkisi

Tablo 12. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

Tablo 13. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

Tablo 14. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

Tablo 15. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

Tablo 16. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Tablo 17. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Tablo 18. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin transportasyon miktarına etkisi

Tablo 19. Kontrol ve deney grubundaki NiTi döner eğe sistemlerinin kırılıncaya kadarki tur sayıları

Tablo 20. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunlukları



## **Klinik kullanım ve sterilizasyonun nikel-titanyum döner eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliği ve döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkisi**

**Arş. Gör. Dt. Selin Göker Kamalı, Dr. Öğretim Üyesi Dilek Türkaydın**

**Endodonti Anabilim Dalı**

### **ÖZET**

**Amaç:** Klinisyenler finansal sebeplerden dolayı NiTi döner eğeleri tekrar tekrar kullanmaktadır. Bu çalışmanın amacı tekrarlanan klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistemlerinin şekillendirme etkinliği ve döngüsel yorgunluk direncine etkisini incelemektir.

**Gereç ve Yöntem:** S-şekilli yapay kanala sahip 120 adet akrilik blok fotoğrafı çekildikten sonra Hyflex CM, Twisted File, ProTaper Next sistemlerinin kullanıldığı üç ana gruba ayrıldı. Bu gruplar ise sterilizasyon ve kullanım sayısına göre 4 alt gruba (H1, H2, H3, H4; P1, P2, P3, P4; T1, T2, T3, T4) bölündü. H1, T1, P1 gruplarında 10 set yeni eğe kullanıldı. Şekillendirme sonrası bu eğeler steril edildi ve H2, T2, P2 grubunda tekrar kullanıldı. Her eğe sistemi kullanıldıktan sonra steril edildi ve tekrar yeni akrilik bloklarda kullanıldı. Şekillendirme işlemi bittikten sonra blokların fotoğrafları çekildi ve ölçümler yapıldı. Ayrıca H4, P4, T4 gruplarında kullanılan 25.06 eğeler steril edildikten sonra döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu.

**Bulgular:** Tekrarlı klinik kullanım ve sterilizasyon, ProTaper Next grubunda 0. seviye hariç tüm seviyelerde, Twisted File grubunda bazı seviyelerde genişletme miktarının azalmasına sebep olmuştur. Transportasyon miktarında Hyflex CM grubunda 0. seviyede, ProTaper Next grubunda 1. seviyede, Twisted File grubunda ise 0 ve 3. seviyelerde istatistiksel olarak artış gözlenmiştir. Döngüsel yorgunluk testinde gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

**Sonuç:** NiTi döner eğe sistemlerinin 4 defa klinik kullanım ve sterilizasyonu sonrası transportasyon miktarlarında ve döngüsel yorgunluk dirençlerinde değişiklik olmamıştır. Ancak ProTaper Next ve Twisted File grubunda genişletme miktarının azalmasına neden olmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** tekrarlı kullanım, şekillendirme etkinliği, transportasyon, döngüsel yorgunluk, nikel-titanyum döner eğeleri

## **Effect of multiple use and sterilization on shaping ability and cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files**

**Dt. Selin Göker Kamalı, Dr. Dilek Türkaydın**

**Department of Endodontics**

### **SUMMARY**

**Aim:** Clinicians use NiTi rotary instruments multiple times because of financial reasons. The aim of this study is to evaluate the effect of multiple use and sterilization on shaping ability and cyclic fatigue of nikel titanium rotary files.

**Material and Methods:** 120 acrylic blocks with S-shaped canals were photographed and divided into 3 groups, Hyflex, Twisted File, Protaper Next. The groups were further subdivided into 4 subgroups (H1, H2, H3, H4; P1, P2, P3, P4; T1, T2, T3, T4) according to the number of repeatedly used and sterilized. Files were used according to the manufacturer's recommendations in H1, T1, P1 groups. After instrumentation of each canal, all files were autoclaved and the reused to instrument groups H2 and P2, T2. Instrumentation and autoclaving process was repeated for each subgroups. After final instrumentation, post-instrumentation digital images taken to aid in the evaluation of shaping ability and all files were subjected to cyclic fatigue test.

**Results:** Repeated clinical uses and sterilization resulted reductions in some levels in the Twisted File group and at all levels except the 0 level in the ProTaper Next group for canal width after preparation. As the number of usage increases, there was a statistically increase in Hyflex CM group at only level 0, in ProTaper Next group at level 1 and in Twisted File group at 0 and 3 levels for transportation. It was also found that the repeated clinical uses and sterilization did not affect cyclic fatigue resistance of NiTi rotary files.

**Conclusions:** Repeated clinical uses and sterilization had no effect on the transportation and cyclic fatigue resistance of NiTi rotary files, however caused to remove less resin debris from the canal in the ProTaper Next and Twisted File groups.

**Keywords:** repeatedly used, shaping ability, transportation, cyclic fatigue, nickel-titanium rotary files

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kök kanal preparasyonu kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri olarak tanımlanmaktadır (Schilder, 1974; Ruddle, 2002). Bu aşama vital ve nekrotik dokunun enfekte kök dentini ile birlikte uzaklaştırılmasını kapsamaktadır. Endodontik tedavinin başarılı olabilmesi için, kök kanal preparasyonu sırasında kök kanalı apikalden koronale konik bir formda genişletilirken, kanalın orijinal formunun korunması gereklidir (Schilder, 1974).

Paslanmaz çelik endodontik eğeler esnek olmayan düz metallerdir. Bu enstrümanlar eğimli kök kanalına uyum sağlayamaz ve düz şekilde yerleşirler (Wildev ve ark., 1992). Bu nedenle, enstrümanın temas ettiği alanda düzenli olmayan kuvvet dağılımı oluşur (Roane ve ark., 1985; Kyomen ve ark., 1914). Bu durum; eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında kanal transportasyonu, basamak, zip, perforasyon veya alet kırılması gibi prosedürel hataların oluşma riskini artırır. Kanalın orijinal formunda istenmeyen değişiklikleri önlemek amacıyla paslanmaz çelik eğelere göre daha esnek olan Nikel-Titanyum (NiTi) kök kanal aletleri üretilmiştir. NiTi el eğelerinin dentini kesme yeteneklerinin az olması nedeniyle şekillendirmenin uzun sürmesi NiTi döner aletlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Ancak yapılan çalışmalar, şekillendirme sırasındaki NiTi döner aletlerin orijinal forma geri dönme eğiliminin kanalın anatomisinde değişikliklere yol açabileceğini göstermiştir (Nagaraja ve Sreenivasa Murthy, 2010; Ozer, 2011). Bu nedenle klinik şartlar altında daha esnek NiTi alaşımlar üretebilmek için termomekanik işlem prosedürleri geliştirilmiştir.

2007'de piyasaya sürülen M-Wire (Dentsply Tulsa) alaşımı, NiTi tel parçalarına bir dizi ısıtma işlemi uygulayarak üretilmiştir. 2008 yılında tanıtılan Twisted File ise; R-fazlı ısıtma işlemi, metalin bükülmesi ve özel yüzey işlemleri birlikte kullanılarak süperelastisite ve döngüsel yorgunluk direncinin artırılması amacıyla üretilmiştir. Hyflex CM eğe sistemi ise 2010'da tanıtılan termomekanik işlemler sonucu ortaya çıkan şekil hafızası özelliği olmadan daha esnek davranan Controlled Memory (CM) Wire alaşımından geliştirilmiştir (Shen ve ark., 2013). 2013 yılında ise M-wire alaşımından üretilen ProTaper Next döner sistem eğeleri piyasaya sunulmuştur.

NiTi döner eğelerin kullanımı ile ilgili en büyük dezavantaj tedavi sırasında kırılmasıdır (Sattapan ve ark., 2000). Torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluk olmak üzere alet kırıklarından sorumlu 2 mekanizma vardır (Sattapan ve ark., 2000; Serene ve ark., 1995; Ullmann ve Peters, 2005). Peng ve ark. (2005), eğe kırıklarının çoğununun sebebinin eğilmeye bağlı kırılma olarak belirtmiştir. Cheung ve ark. (2005) ise yaptıkları bir çalışmada, eğelerin %93'ünün döngüsel yorgunluk nedeniyle başarısız olduğunu göstermiştir. Bu nedenle döngüsel yorgunluk materyalin kırılmasındaki baskın mekanizmadır.

Klinisyenler finansal nedenlerden dolayı NiTi döner eğeleri kırılma riskine karşın tekrar tekrar kullanmaktadır (Bird ve ark., 2009). Bazı çalışmalarda, NiTi döner eğelerin tekrarlı klinik kullanımının döngüsel yorgunluk direncini azalttığı bildirilmesine rağmen (Fife ve ark., 2004; Bahia ve Buono, 2005; Wei ve ark., 2007; Ounsi ve ark., 2007), döner NiTi aletlerin on kez kullanılabileceğini veya dört molar dişin kök kanal preparasyonunun mümkün olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Yared ve ark., 2000; Yared ve ark., 1999; Peters ve Barbakow, 2002). Sonuç olarak, dental literatürde NiTi döner sistem eğelerinin kaç kere kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüşe varılamamıştır (Parashos ve Messer, 2004).

Çalışmamızın amacı, tekrarlanan klinik kullanım ve sterilizasyonun termomekanik yöntemlerle üretilmiş Twisted File, Hyflex CM ve ProTaper Next NiTi döner eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliklikleri ve döngüsel yorgunluk dirençlerine etkisini değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kök Kanal Preparasyonunun Temel Hedefleri

Kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri kök kanal preparasyonu olarak tanımlanmaktadır (Schilder, 1974; Ruddle, 2002). Hulsmann ve ark. (2005) mekanik kök kanal preparasyonunun hedeflerini şu şekilde açıklamıştır;

- Kök kanallarından vital ve nekrotik dokuyu uzaklaştırmak
- İrrigasyon ve medikasyon için yeterli boşluk yaratmak
- Kök yapısına ve kanal sistemine iyatrojenik zarar vermektan kaçınmak
- Kanal doldurma işlemini kolaylaştırmak
- Periradiküler dokuların irritasyonunu ve enfeksiyonundan kaçınmak
- Dişin uzun dönem fonksiyonda kalmasına izin verecek şekilde kök dentinini korumak

Schilder (1974) ise kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken kuralları iki ana başlık altında değerlendirmiştir:

Mekanik kurallar;

1. Apekten giriş kavitesine kadar devam eden koniklik sağlanmalı
2. Apikal foramen bu konik formun en dar yerini oluşturmalı
3. Kök kanal preparasyonu orijinal kanal şeklini takip etmeli
4. Apikal foramenin şekli ve orijinal pozisyonu korunmalı
5. Apikal açılım kök kanal tedavisi aşamalarına izin verebilecek kadar dar olmalı

Biyolojik kurallar;

- Şekillendirme kök sınırları içinde gerçekleştirilmeli
- Apikal foramenden periapikal dokulara doğru nekrotik debris itilmemeli
- Kök kanal boşluğundaki bütün dokular uzaklaştırılmalı
- İntrakanal medikamentler için yeterli boşluk yaratılmalı

## 2.2. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Kullanılan Alaşımalar

1960 yılına kadar kök kanal aletleri karbon çelik alaşımdan üretilmiştir (Schafer ve Tepel, 1996). Ancak sterilizasyon işlemi ve kök kanal şekillendirmesi sırasında kullanılan bazı ajanlar karbon çelik eğerlerde korozyona neden olduğu için, tek kullanımlık olarak kullanılmışlardır. Karbon çeliklerin bu dezavantajından dolayı paslanmaz çelik el eğerleri kullanılmaya başlanmıştır. Paslanmaz çelik kullanımı aletlerin kalitesini büyük ölçüde geliştirmiştir (Metzger ve ark., 2011). Stenman (1977) sterilizasyonun hem karbon çelik hem de paslanmaz çelik kök kanal aletlerinin kırılmaya karşı direnci ve kesme etkinliği üzerindeki etkisini incelemiştir. Bu çalışmada sterilizasyonun karbon çelik enstrümanlarda ciddi şekilde korozyona yol açtığı gözlenirken, paslanmaz çelik aletlerin mekanik özelliklerinde anlamlı bir etki yaratmadığı görülmüştür.

Son zamanlarda, paslanmaz çelik enstrümanların esnek olmamalarından dolayı nikel-titanyum alaşımı endodontik aletlerin üretiminde kullanılmıştır. Bu durum, kanal şekillendirmesinde büyük gelişmelere neden olmuş ve NiTi döner aletler üretilmeye başlanmıştır. Paslanmaz çelik el eğerleri ile karşılaştırıldığında, kök kanal preparasyonu NiTi döner eğerler ile daha kısa sürmektedir ve daha az prosedürel hata gerçekleşmektedir (Yared ve ark.,1999; Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999). NiTi enstrümanlar, zip, basamak veya perforasyon gibi hatalar oluşturmadan orijinal kanal şeklini sürdürebilmektedir (Esposito ve Cunningham, 1995; Glosson ve ark., 1995).

Üretici bir firma ise kanal aletlerinin yapımında titanyum-alüminyum alaşımı kullanmıştır. Bu alaşım ağırlıkça yaklaşık %90 titanyum ve %5 alüminyumdan oluşmaktadır. El ile kullanım için reamer, K-file ve Hedstrom file şekli mevcuttur. Titanyum-alüminyum enstrümanlar konvansiyonel paslanmaz çelik eğerlere göre daha esnektir, kesme etkinlikleri ise konvansiyonel paslanmaz çelik aletlerin kesme etkinliği ile hemen hemen aynıdır. Ayrıca nikel titanyum alaşımının aksine, titanyum-alüminyum alaşımı süper elastik özelliklere sahip değildir (Schafer ve Tepel, 1996).

Sonuç olarak, NiTi döner sistem eğeleri süperelastikiyet ve şekil hafızası özelliklerinden dolayı günümüzde kullanılan en popüler kök kanal enstrümanlarıdır.

### **2.2.1. Nikel-Titanyum alaşımların gelişimi**

Nikel-titanyum alaşımı 1960'ların başında metalurji uzmanı W. F. Buehler tarafından Amerika Birleşik Devletleri'nde yer alan Naval Ordnance Laboratuvarı'ndaki uzay programında manyetik olmayan, tuza dayanıklı, su geçirmez alaşımlar üzerinde çalışırken geliştirildi. Spesifik ve kontrollü ısıl işlem uygulandığında ise şekil hafızası özelliği kazandığı bulundu (Buehler ve ark., 1963). Bu alaşım, **NİTİNOL** olarak adlandırıldı. Nitinol isminde “ni” nikeli, “ti” titanyumu, “nol” ise Naval Ordnance Laboratuvarı'nın baş harflerini temsil etmektedir.

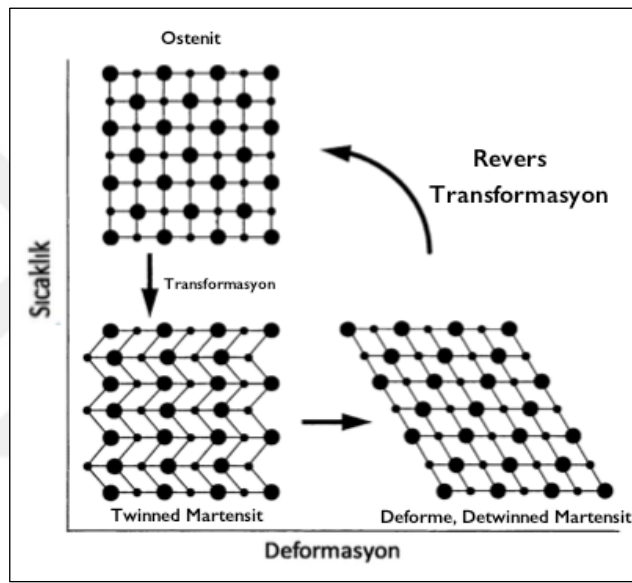
### **2.2.2. Nikel-Titanyum alaşımların metalürjik özellikleri**

Kök kanal tedavisi için kullanılan NiTi alaşımlar yaklaşık olarak %56 nikel ve %44 titanyumdan oluşmaktadır (Walia ve ark.,1988). Bu nedenle, bu alaşımın jenerik adı 55-Nitinol'dür. Bazı NiTi alaşımlarda çok az bir oranda nikel yerine kobalt bulunabilir (<%2). Ana komponentlerin eşit oranda bulunması alaşımın çeşitli kristalin formlarda bulunmasına neden olmaktadır. NiTi alaşım, martensitik (düşük ısı) ve ostenitik (yüksek ısı) kristalin formda bulunabilmektedir. Ara faz olan, R-faz ise ısıtma ile martensitik fazdan ostenitik faza, soğutma ile ostenitik fazdan martensitik faza geçerken oluşan fazdır ve çok dar bir sıcaklık aralığında oluşur. Atomik bağlanmaların tipini değiştiren durumlar, alaşımın kristalin yapısında ve mekanik özelliklerinde değişikliklere sebep olmaktadır. Bu değişimler stres ve sıcaklık ile oluşmaktadır. Klinik diş hekimliğinde bu alaşımın ostenitik fazdan martensitik faza dönüşümü sonucu ortaya çıkan şekil hafızası ve süperelastisite özelliğinden yararlanılmaktadır (Thompson, 2000).

### **2.2.3. Nikel-Titanyum alaşımların yapısı**

NiTi alaşımın yüksek sıcaklık aralıklarındaki (100 ° C) kristal yapısı kararlı, gövde merkezli kübik bir kafestir. Bu yapı ostenitik faz veya ana faz olarak adlandırılır.

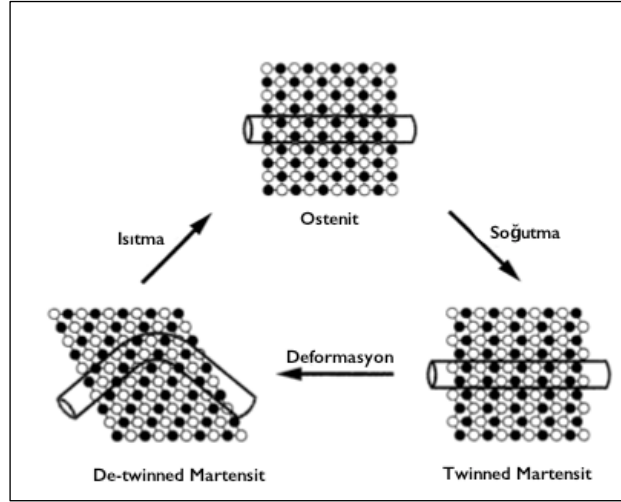
Nitinol, kritik transformasyon sıcaklık aralığı (TTR) içinde soğutulduğu zaman, elektron bağında meydana gelen değişiklikler sonucunda elastisite modülünde (rijitlik), akma dayanımında ve elektrik direncinde değişiklikler meydana gelir ve kristal yapıda martensitik transformasyon olarak adlandırılan değişiklik olur (Şekil 1). Bu dönüşümün başladığı sıcaklık martensitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı (**Ms**), tamamlandığı sıcaklık ise martensitik dönüşüm bitiş sıcaklığı (**Mf**) olarak adlandırılır (Thompson, 2000). Bu fenomen, alaşımın fiziksel özelliklerinde bir değişime (Wang ve ark., 1972) ve şekil hafızası özelliğinin ortaya çıkmasına neden olur.



Şekil 1. NiTi alaşımların martensitik transformasyon diyagramı (Thompson, 2000)

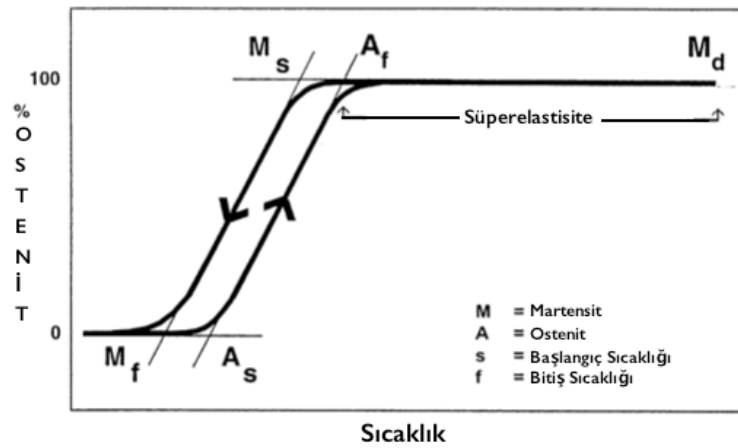
Alaşımında indüklenen bu dönüşüm sonucu, martensitik faz veya yavru faz olarak adlandırılan kristal yapı ortaya çıkar ve bu faz sıkı hegzagonal kafes yapısını oluşturan twinned martensit yapısına sahiptir. Dışarıdan bir kuvvet uygulanmadığı sürece, bu fazda alaşım üzerinde makroskopik şekil değişikliği gözlemlenmez. Martensit şekli deforme edildiğinde de-twinned martensit formuna dönüşür (Şekil 2) (Thompson, 2000).





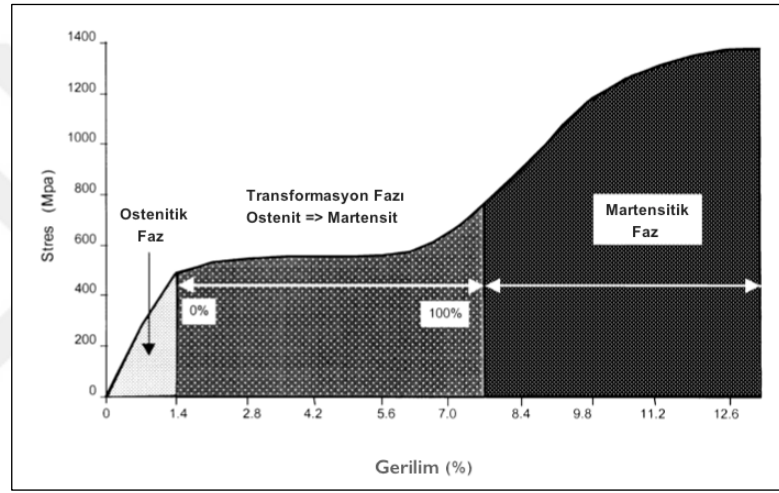
Şekil 2. NiTi alaşımların şekil hafızası diyagramı (Thompson, 2000)

Deformasyon, alaşımın transformasyon sıcaklığı üzerindeki bir sıcaklığa ısıtılmasıyla ortadan kalkar ve orijinal, kararlı, gövde merkezli kübik kafes yapısına sahip ostenit olarak adlandırılan yüksek sıcaklık fazına geri döner (Thompson, 2000). Bu olayın başladığı sıcaklık ostenitik dönüşüm başlangıç sıcaklığı ( $A_s$ ), bu olgunun tamamlandığı sıcaklık ise ostenitik dönüşüm bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ) olarak adlandırılır. Ostenit dönüşüm son sıcaklığı üzerinde NiTi alaşım şekil hafızası dönüşümünü tamamlamış olur ve süperelastik özelliklerini gösterir (Şekil 3). Sonuç olarak, martensitik NiTi ısıtıldığında ostenitik faza, ostenitik NiTi soğutulduğunda martensitik faza dönüşmeye başlar (Shen ve ark., 2013).



Şekil 3. NiTi alaşımın transformasyon sıcaklıkları (Thompson, 2000)

Alaşım, normal şartlarda ostenitik fazda bulunur. Sabit bir sıcaklıkta kök kanalı preparasyonu sırasında ortaya çıkan stresler gibi dışarıdan uygulanan kuvvetler sonucu ostenitik fazdan martensitik faza geçiş meydana gelebilir. Birçok metalde eksternal bir kuvvet belirli bir miktarı aştığında kafes yapısı içinde mekanik kayma meydana gelir ve kalıcı deformasyon oluşur. Ancak, NiTi alaşımlarda kaymadan ziyade gerilimin neden olduğu **stres indükleyici martensitik dönüşüm** meydana gelir. Bu dönüşüm ise plastik deformasyon oluşmasına neden olur. Kuvvet ortadan kalkınca materyal yine ostenitik faza, yani orijinal şekline döner (Şekil 4) (Thompson, 2000).



Şekil 4. Stres indükleyici martensitik dönüşüm (Thompson, 2000)

Ostenitik ve martensitik fazın çoğu özelliği farklıdır (Buehler ve Wang, 1967; Thompson, 2000). Materyal martensitik fazda ise, yumuşak, eğilebilir ve daha kolay deforme olabilir yapıdadır. Ostenitik fazda ise oldukça sert ve güçlüdür (Otsuka ve Wayman, 1998).

#### 2.2.4. Kök kanal preparasyonunda kullanılan Nikel-Titanyum eğeler

Nikel-titanyum alaşımının endodonti alanına ilk girişi 1988 yılında Walia ve ark.'nın Nitinol kök kanal eğeleri ile olmuştur. Walia ve ark. ilk olarak kesiti üçgen olan nitinol ortodontik telden 15 numara bir kanal aleti yapmışlar ve bu NiTi aletlerin aynı işlemle üretilmiş paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldığında eğilme ve

torsiyona karşı iki veya üç kat daha esnek olduğunu bildirmişlerdir (Walia ve ark., 1988). Bu avantajlar nedeniyle NiTi esaslı kanal aletleri endodontik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır.

NiTi alaşımların ostenitik formdan martensitik forma dönüşmesi sonucu şekil hafızası ve süperelastisite olarak adlandırılan özellikler ortaya çıkmaktadır (Thompson, 2000). Süperelastisite, metal alaşımın kalıcı deformasyon göstermeksizin uygulanan strese direnç gösterme (orijinal şekline geri dönme) yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Süperelastik NiTi metallerde, paslanmaz çeliklerde olduğu gibi uygulanan stres ile orantılı gerilim görülmez. Paslanmaz çelikler ile karşılaştırıldığında, NiTi alaşımların süperelastik özelliği daha fazla gerilimde daha az deformasyon oluşmasına izin verir. Bu özellik stres indükleyici martensitik transformasyon sonucu oluşmaktadır. Dış stresler, NiTi alaşımları ostenitik kristalin formdan, gerilim artmadan strese uyum sağlayabilecek martensitik kristalin forma dönüştürür. Bu kristalin yapısı sonucu, NiTi eğeler süperelastik özellik kazanmaktadır (Shen ve ark., 2013). Sonuç olarak, Nitinol tellerin süperelastik davranışı yük kalktıktan sonra deformasyon olmadan NiTi aletlerin orijinal şekline geri dönebilmesini sağlar (Lee ve ark., 1988; Serene ve ark., 1995).

Paslanmaz çelikler ile karşılaştırıldığında NiTi alaşım daha yüksek dayanım ve daha düşük elastisite modülüne sahiptir (Andreasen ve Morrow 1978; Andreasen ve ark., 1985; Walia ve ark., 1988). Bu özellik eğimli kök kanallarının preparasyonu sırasında geleneksel alaşımlar gibi kolayca deforme olmamasına sebep olduğundan NiTi alaşımlar için avantaj sağlar (Schäfer, 1997).

Balanced-forced preparasyon tekniği ile ilgili yapılan çalışmalar, transportasyon oluşmaması için preparasyon sırasında kök kanal duvarlarına az kuvvet uygulanması gerektiğini bildirmiştir (Al-Omari ve ark., 1992; Roane ve ark., 1985; Ehrlich ve ark., 1989). Bu nedenlerle, motorla kullanılan NiTi döner enstrümanlar üretilmiş ve 1990'ların başında ilk döner NiTi sistemi satışa sunulmuştur (Thompson, 2000). NiTi döner sistem eğerlerinin el ile kullanılan eğerlere göre anlamlı olarak daha az transportasyon oluşturduğu gösterilmiştir (Glosson ve ark., 1995; Tharuni ve ark., 1996; Knowles ve ark., 1996).

Fakat eğri kanalların preparasyonu sonrasında eğelerin orijinal formuna dönmesini sağlayan şekil hafızası özelliği, eğri kanalın preparasyonu sırasında da etkindir. Kök kanal sistemini şekillendirme sırasındaki NiTi döner aletlerin orijinal forma geri dönme eğilimi; basamak, kanal transportasyonu, kök perforasyonu gibi hatalara sebep olabilir (Nagaraja ve Sreenivasa Murthy, 2010; Abou-Rass ve ark., 1982; Ozer, 2011). Bu nedenle son zamanlarda döner sistemlerin NiTi yapısını daha iyi hale getirmek için farklı yaklaşımlar denenmiştir.

Üretim süreci boyunca ısı işlem, saflık ve bileşimde meydana gelen küçük değişimler NiTi alaşımların davranışlarını ve mekanik özelliklerini değiştirebilir. Ancak sıcaklık değişimlerinin bu özellikler üzerinde daha kritik etkisi vardır (Yoneyama ve Kobayashi, 2009). Bu özellik endodontik eğelerin üretiminde devrim yaratmıştır. Klinik şartlar altında stabil, martensitik fazda kalabilen ve daha esnek NiTi alaşımlar üretebilmek için termomekanik işlem prosedürleri geliştirilmiştir. NiTi döner eğelerin termomekanik işlem görmesi endodontik enstrümanların güvenliği ve etkinliği konusunda önemli faydalar sağlamaktadır (Shen ve ark., 2013). Bu alandaki gelişmeler ileri jenerasyon endodontik enstrümanların gelişmesine izin vermiştir.

2007'de piyasaya sürülen M-Wire (Dentsply Tulsa), NiTi tel parçalarına bir dizi ısı işlem uygulayarak üretilmiştir. Dentsply'nin ProFile GT Series X, ProFile Vortex ve Vortex Blue döner alet sistemleri M-Wire telden üretilmektedir (Shen ve ark., 2013).

2008'de, SybronEndo tarafından yeni üretim işlemi ile Twisted File üretilmiştir. Twisted File aletleri, ostenit fazındaki ham bir NiTi telinin ısı işlem yoluyla R-fazına dönüştürülmesiyle geliştirilmiştir. Ayrıca, bu döner ege sistemine R-fazdaki tel aşındırılarak değil, bükülerek şekil verilmiştir (Shen ve ark., 2013).

Controlled Memory (CM) Wire 2010'da tanıtılan, esnek özelliklere sahip yeni bir NiTi alaşımdır. Materyalin hafızasını kontrol eden CM NiTi eğeler, diğer NiTi eğeler gibi şekil hafızasına sahip olmadan eğeleri daha esnek hale getiren özel termomekanik işlemler kullanılarak üretilmiştir. Hyflex CM ve Typhoon, CM Wire teknolojisi ile üretilmiş eğelerdir (Shen ve ark., 2013).

2013 yılında ise üreticiler değişken taper, M-wire teknolojisi ve asimetrik rotasyon (ofset) tasarımı içeren ProTaper Next döner sistem eğelerini piyasaya sunmuştur.

### **2.2.5. Nikel-Titanyum döner aletlerin Crown-Down Tekniği ile kullanılması**

Kök kanalı şekillendirme yöntemleri uygulamada gösterdiği farklılıklar nedeniyle iki gruba ayrılabilir:

Apikalden koronale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri

- a) Standardize preparasyon tekniği
- b) Step-back yöntemi
- c) Dengelenmiş kuvvet tekniği (Balanced Force yöntemi)

Koronalden apikale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri

- a) Step-down tekniği
- b) Double-flared tekniği
- c) Crown-down basınçsız preparasyon tekniği
- d) Pasif step-back tekniği
- e) Canal Master
- f) Antikurvatur eğeleme

Üretici firmalar, şekillendirme sırasında NiTi döner alet sistemlerin genellikle crown-down preparasyon tekniği ile kullanılmasını önermektedir.

Nikel-Titanyum Döner Aletlerin crown-down tekniği ile kullanılmasındaki ilk aşama giriş kavitesinde düz giriş yolunu oluşturduktan sonra her sistemin içerisinde bulunan başlangıç eğesi ile düzensiz dentin artıklarını uzaklaştırmaktır. Bu işlem ile sistemde kullanılan diğer eğelerin deformasyonu önlenir. Bu eğeler koronal üçlünün şekillendirilmesinde kullanılan Gates Glidden frezlere benzerdir. Fakat bu eğelerin düzenli konik yapıları koronal bölgenin daha konservatif şekillendirilmesini sağlar ve perforasyon riskini azaltır. Kanalin koronal yarısını şekillendiren bu eğeler 'kurşun kalem basıncı' olarak tarif edilen çok hafif apikal basınç ile uygulanmalıdır (Aşçı, 2014).

Koronal preparasyon sonrasında ince el aletleri ile çalışma boyu belirlenir ve kanal ISO 15 ya da 20 büyüklükte olacak şekilde genişletilir. Bu genişletme işlemi yapılmazsa NiTi eğelerin uç kısmı sıkışır ve alet kırılması meydana gelebilir (Carrotte, 2004).

Kanalın apikal kısmı, koronale göre daha küçük konikliğe sahip NiTi döner eğeler ile prepare edilir. Enstrümanlar kanal içerisinde irrigasyon solüsyonu ya da lubrikant varlığında kullanılır ve her kullanım sonrası enstrümanın yivleri temizlenerek kanal bolca irriga edilir. Eğeler kanal içerisinde 5-10 sn'den fazla kullanılmamalıdır (Carrotte, 2004).

Her ege kanaldan uzaklaştırıldıktan sonra üzerindeki debrislerin konumu kontrol edilmelidir. Eğer sadece apikal bölgedeki yivlerde debris görülüyorsa aşırı apikal basınç uygulanıyor demektir ve bu da eğenin kırılmasına neden olabilir (Carrotte, 2004).

Crown-down tekniği koronalden apikale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri arasında yer alır. Saunders (2005), koronalden apikale doğru yapılan şekillendirmenin avantajlarını şu şekilde sıralamıştır;

- Endodontik patojenlerin periapikal dokulara itilmesi riskini azaltır
- İrrigasyon solüsyonlarının kök kanal sistemine penetrasyonunu artırır
- İrrigasyon solüsyonları ve debrislerin ekstrüzyonunu azaltır
- Preparasyon sırasında çalışma boyunda oluşabilecek değişiklikleri azaltır
- Apikal konstriksiyonun hissedilmesini artırır
- Elektronik apeks bulucu cihazların daha etkin çalışmasını sağlar
- Enstrümanların koronal bölgedeki sıkışmasını azaltır

## **2.3. Çalışmamızda Kullanılan Nikel-Titanyum Döner Alet Sistemleri**

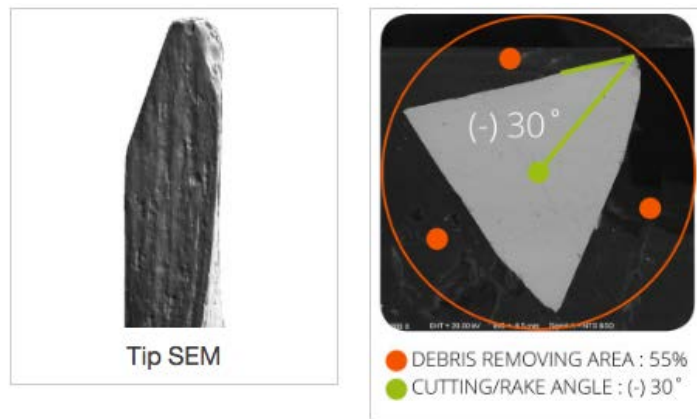
### **2.3.1. Twisted File**

2008 yılında tanıtılan Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, ABD), R-fazlı ısıtılabilir işlem, metalin bükülmesi ve özel yüzey işlemleri birlikte kullanılarak süperelastisite ve döngüsel yorgunluk direncinin geliştirilmesi amacıyla üretilmiştir. Twisted File

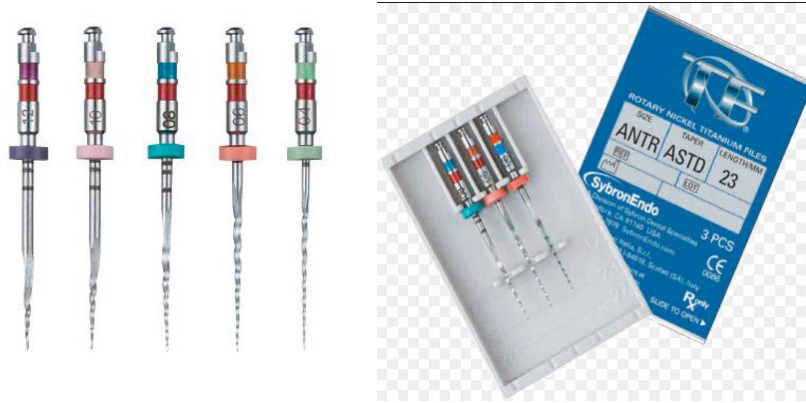
enstrümanlar, ostenit kristalin formundaki ham bir NiTi telin ısıtma ve soğutma işlemleri sonucu R-faza dönüştürülmesi ile oluşturulur. R-fazdaki NiTi tel aşındırılmaz fakat bükülebilir. Bükülme işlemi sonrası yeni şeklini kazandırmak ve süperelastik ostenit forma dönüştürmek için enstrüman tekrar ısıtma ve soğutma işlemlerine tabi tutulur. Diğer NiTi döner sistemlerin üretim sürecindeki aşındırma işlemi tüm enstrüman boyunca kristalin yapıda mikrofraktür noktaları oluşturduğundan, aşındırılmış enstrümanlar kırılmaya karşı direçli değildir. Twisted File sisteminin yeni üretim süreci ise maksimum dayanım için kristal yapıyı korumayı amaçlamaktadır (Gambarini ve ark., 2008b).

Ayrıca Twisted File eğelerinin yüzey kalitesini arttırmak için, eğeler deoksidasyon işleminden geçirilmiştir. Bu işlem ile eğenin sağlamlığı artmaktadır ve bu işlem sayesinde diğer ege gruplarında karşılaşılan yalpalama hareketi bu ege sisteminde azaltılmıştır.

Twisted File .04, .06, .08, .10 ve .12 sabit koniklik oranı, üçgen kesit ve güvenli uç tasarımına sahiptir (Şekil 5). Eğeler 25, 30, 35, 40, 50 olmak üzere beş farklı apikal boyutta mevcuttur. Bu döner alet sistemi %4 açılı 25, 40 ve 50 numaralar; %6 açılı 25, 30 ve 35 numaralar; %8, %10 ve %12 açılı 25 numaralı aletlerden oluşmaktadır (Şekil 6). Üreticinin önerilerine göre bu eğeler 15K-file ile glide-path oluşturduktan sonra 500 rpm hızda konvansiyonel crown-down tekniği ile kullanılmalıdır. Özellikle geniş kanallarda taper oranı .10'dan .06'ya, dar kanallarda ise .08'den .04'e kadar olan eğelerin kullanılması önerilmektedir.



Şekil 5. Twisted File SEM görüntüleri



Şekil 6. Twisted File ege sistemi

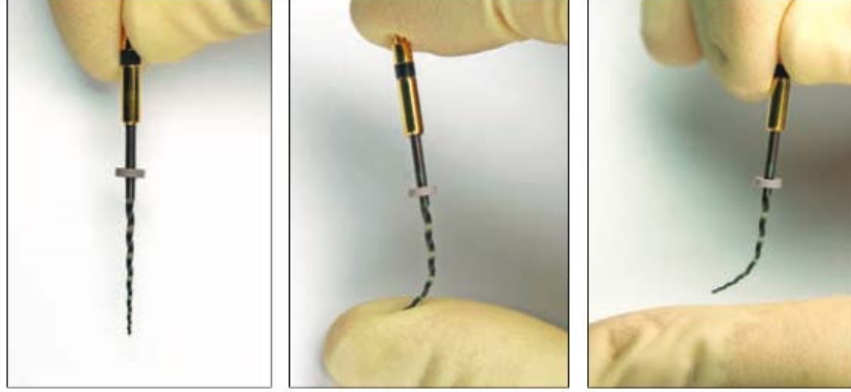
### 2.3.2. Hyflex CM

NiTi döner aletlerin üretim sürecindeki gelişmeler sonucu kontrollü hafızaya (Controlly Memory Shape) sahip NiTi döner eğeler üretilmiştir. Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) ege sistemi NiTi döner ege sistemlerin esneklik ve etkinliklerini arttırmak amacıyla geliştirilmiştir ve Hyflex CM ege sisteminin geleneksel NiTi döner sistemlerle karşılaştırıldığında daha esnek olduğu kanıtlanmıştır (Ninan ve Berzins, 2013).

Hyflex CM eğeler, yaygın olarak kullanılan NiTi eğelerle (54.5-57 Ni ağırlık) karşılaştırıldığında daha düşük nikel ağırlık yüzdesi (%52 Ni ağırlık) içermektedir (Zinelis ve ark., 2010). Nikel içeriğin azaltılması alaşımın daha yumuşak olmasına ve sertliğinin düşmesine neden olur (Gao ve ark., 2012). Daha yumuşak bir metal dentin kesme işlemi sırasında daha az agresif davranabilir ve kanalın merkezinde kalabilir (Zinelis ve ark., 2010). Ayrıca klinik kullanım sırasında konvansiyonel NiTi eğeler ostenitik formda iken, üretim aşamasında Hyflex CM eğenin işlenmesi sırasındaki sıcaklık değişimleri Hyflex CM döner ege sisteminin klinik kullanım sırasında martensitik formda kalmasını sağlar (Otsuka ve Wayman, 1998) ve martensitik faza dönüşüm NiTi eğelerin az ya da hiç hafızaya sahip olmamasına sebep olur. Bu nedenle, konvansiyonel NiTi eğelerde olmasına rağmen, CM-wire eğelerin şekil hafızası özelliği yoktur (Şekil 7) (Rodrigues ve ark., 2016). Böylece eğri kök kanallarının



preparasyonu sırasında eğenin düzelme eğilimi azalmış olur ve kanalın şeklini alır. Bu durum transportasyon, basamak ve strip perforasyon gibi prosedürel hataların oluşmasına neden olabilecek istenmeyen lateral kuvvetleri en aza indirgemektedir (Ninan ve Berzins, 2013). Daha esnek olan bu eğelerin döngüsel yorgunluk ve torsiyonel kırılmaya karşı direnci de daha fazladır (Shen ve ark., 2011).



Şekil 7. Hyflex CM sisteminin kontrollü hafıza özelliği

Hyflex CM eğelerin başka bir özelliği de otoklav sonrasında metalin orijinal haline geri dönebilmesidir (Şekil 8). Eğri kanallarda kullanıldıktan sonra NiTi eğelerin üzerinde deformasyon ve yiv aralarında açılmalar oluşmaktadır. Genellikle açılmalar görülen eğeler kanal içinde kırılmaması için atılmaktadır. Fakat Hyflex CM eğenin üreticisi, deformasyon ve açılmalar görülen eğelerin otoklav sonrasında orijinal haline dönebildiklerini belirtmiştir (Thompson ve ark., 2014). Otoklav prosedüründen sonra orijinal haline dönmeyen Hyflex CM döner sistem eğeleri plastik deformasyona uğramıştır ve kırılma riski artmış demektir. Bu eğeler görsel inceleme sonrası kullanılmamalıdır. Tekrarlı kullanım sayısı kullanıcı tarafından görsel inceleme ile belirlenebilir ve Hyflex CM NiTi eğelerin kullanım sayısı konvansiyonel NiTi eğelere göre oldukça fazladır. Üretici bu ege sistemini multi-use olarak piyasaya sunmuştur. Tekrarlanan otoklav sikluslarının kontrollü hafızaya sahip NiTi eğelerin torsiyonel direncine etkisi olmadığı da gösterilmiştir (Casper ve ark., 2011).



Şekil 8. Hyflex CM sisteminin sterilizasyon sonrası orijinal haline geri dönmesi

Hyflex CM eğeler üçgen kesite sahiptir (Şekil 9). Bu döner alet sistemi; .04 açılı 15-60 arası, .06 açılı 20-40 arası, .08 açılı 25 numara eğeleri içermektedir (Şekil 10). 25.08 ege Orifice Opener olarak kullanılmaktadır ve en fazla orta üçlüye kadar ulaşmalıdır. Diğer Hyflex CM eğeleri çalışma boyunca kullanılmaktadır. Hyflex CM döner alet sistemi devamlı rotasyon hareketi ve 500 rpm; 2,5 Ncm tork ile çalışmaktadır.



Şekil 9. Hyflex CM SEM görüntüleri



Şekil 10. Hyflex CM eğe sistemi

### 2.3.3. ProTaper Next

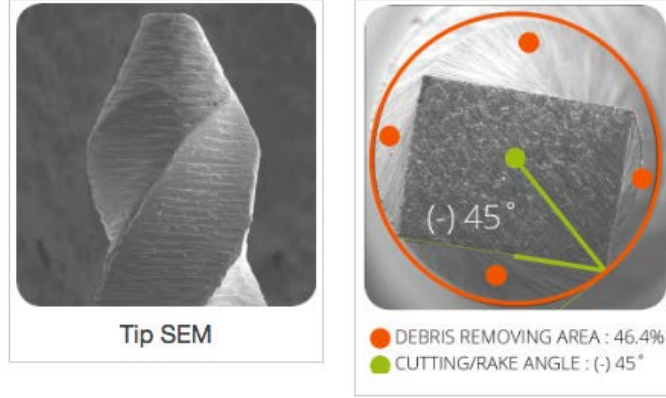
ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. ProTaper Next, ProTaper Universal sisteminin geliştirilmiş halidir. NiTi alaşımdan aşındırma ile üretilen ProTaper Universal, sabit olmayan konik form, konveks üçgen kesit, modifiye rehber uç, kesici kenar boyunca değişen helikal açığa sahiptir. ProTaper Universal eğeleri S-şekilli yapay kanallarda, büyük koniklik oranı ve esnekliğinin az olması nedeniyle kanal eğimini takip etmede başarısız bulunmuştur (Yoshimine ve ark., 2005). ProTaper Next sistemi ise ProTaper Universal sisteminden farklıdır.

ProTaper Next döner sistem eğeleri, M-wire teknoloji, değişken taper, asimetrik rotasyon hareketi (ofset) olmak üzere 3 önemli tasarım özelliğine sahiptir. Ayrıca, sistemde bulunan eğelerin kesiti dikdörtgendir (Şekil 11) (Ruddle ve ark., 2013).

ProTaper Next, ısıl işlem ile üretilmiş M-Wire alaşımdan üretilmektedir. M-Wire, klinik koşullar altında stabil martensitik formda kalan süperelastik NiTi teller üretmek amacıyla geliştirilen özel termomekanik işlemler sonucu üretilmiştir. Çalışmalar M-Wire telin konvansiyonel ostenit NiTi tellere göre daha fazla kırılma direncine ve gerilme dayanımına sahip olduğunu göstermiştir (Alapati ve ark., 2009).

ProTaper Next eğeleri değişken konik form özelliğine sahiptir. ProTaper Next X1'in, D1-D3 aralığında rotasyon hareketi merkezdedir; ancak D4-D16 aralığında ise merkezin dışındadır. D1-D11 aralığında %4 olarak başlayan konik form %10'a kadar

artmaktadır. Ancak esnekliği arttırmak ve radiküler dentini korumak için D12-D16 arası koniklik azalmaktadır (Ruddle ve ark., 2013).



Şekil 11. ProTaper Next SEM görüntüleri

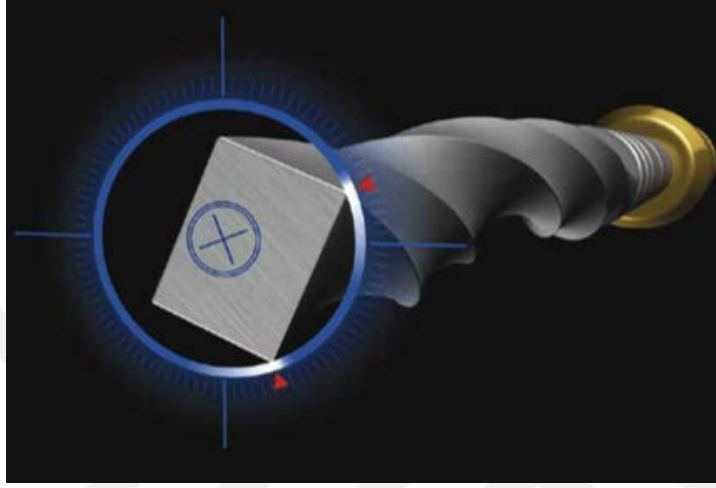
Eğelerin merkezde olmayan asimetrik rotasyon hareketi ve dikdörtgen kesite sahip olmasının 3 önemli avantajı vardır:

- 1- Aletin aktif kısmı boyunca yer değiştiren hareketli mekanik dalgalar oluşmasına (Ruddle ve ark., 2013) ve kesitsel olarak eğenin yalnızca iki noktada duvara temas etmesine (Bürklein ve Schäfer, 2013) neden olur. Bu durum, eğe ile dentin duvarı arasındaki teması en aza indirgeyerek vidalanma etkisini azaltır (Şekil 12) (Ruddle ve ark., 2013).



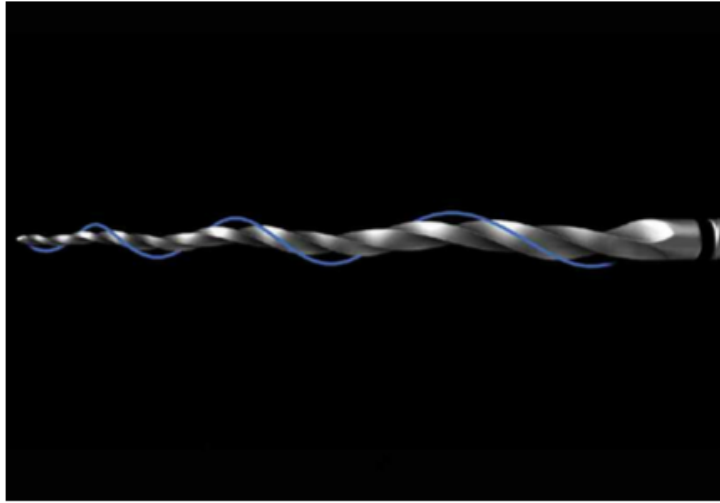
Şekil 12. ProTaper Next'in dentin duvarı ile azalmış teması

- 2- Asimetrik rotasyon hareketine sahip olmayan sistemler ile karşılaştırıldığında, ofset dizaynı ve dikdörtgen kesit sayesinde ProTaper Next eğelerinde debrislerin uzaklaşmasını sağlayacak kesitsel boşluk mevcuttur (Şekil 13) (Ruddle ve ark., 2013) ve bu durum debrislerin apikal ekstrüzyonunu azaltır (Capar ve ark., 2014; Kocak ve ark., 2015).



Şekil 13. ProTaper Next eğelerindeki kesitsel boşluk

- 3- Sinüzoidal dalgaya benzeyen mekanik hareket dalgası (Şekil 14) olduğu için ProTaper Next eğesi, asimetrik rotasyon hareketine sahip olmayan aynı boyuttaki eğelere göre daha fazla preparasyon yapar ve daha esnek davranır (Ruddle ve ark., 2013).



Şekil 14. ProTaper Next'in sinüzoidal dalgaya benzeyen hareketi

Ayrıca, bu tasarım nedeniyle ortaya çıkan "yılan benzeri" hareket enstrümanların kanalın apikal kısmına ilerlemesini kolaylaştırmaktadır (Hashem ve ark., 2012; Bürklein ve ark., 2014). Üretici, asimetrik kesitsel tasarımın alet üzerindeki gerilimi azalttığını ve daha az transportasyona neden olabileceğini iddia etmektedir.

Devamlı rotasyon hareketi ile çalışan ProTaper Next sisteminin (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre); X1, X2, X3, X4 ve X5 olmak üzere beş adet eğesi mevcuttur (Şekil 15). ProTaper Next eğeleri çalışma boyunda kullanılmaktadır ve 300 rpm; 2-2,5 Ncm torkla çalışmaktadır.

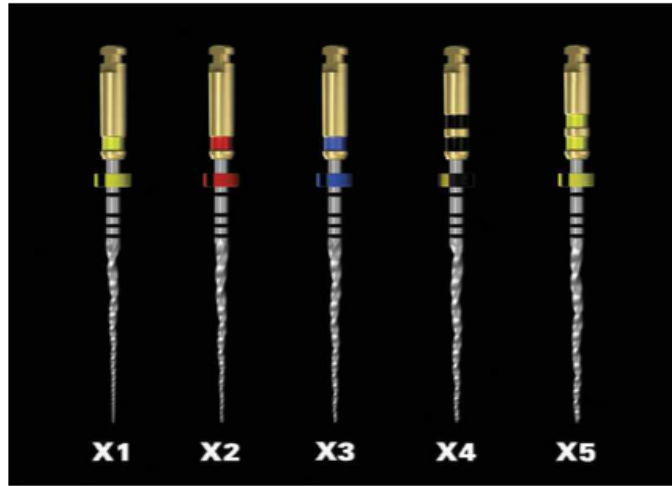
ProTaper Next X1: Apikal çapı 0.17 mm olup koniklik derecesi %4 tür.

ProTaper Next X2: Apikal çapı 0.25 mm olup koniklik derecesi %6 tür.

ProTaper Next X3: Apikal çapı 0.30 mm olup koniklik derecesi %7 tür.

ProTaper Next X4: Apikal çapı 0.40 mm olup koniklik derecesi %6 tür.

ProTaper Next X5: Apikal çapı 0.50 mm olup koniklik derecesi %6 tür (Şekil 15).



Şekil 15: ProTaper Next eğe sistemi

## 2.4. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan İyatrojenik Hatalar

Kök kanalında apikalden koronale kadar devam eden sürekli bir koniklik sağlanması, orijinal kanal anatomisinin ve apikal foramen ile periapikal dokular arasındaki konumsal ilişkinin korunması kök kanal tedavisinin başarısında önemlidir. Endodontik enstrümanlar ise eğimli olmayan, düz metallerdir. Bu enstrümanlar eğimli kök kanalına uyum sağlayamaz ve düz şekilde yerleşirler (Willey ve ark., 1992). Bu nedenle, enstrümanın temas ettiği alanda düzenli olmayan kuvvet dağılımı oluşur (Roane ve ark., 1985; Kyomen ve ark., 1914). Bu durum, eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında kanal transportasyonu, basamak, zip, perforasyon veya alet kırılması gibi prosedürel hataların oluşma riskini artırır.

### 2.4.1. Transportasyon

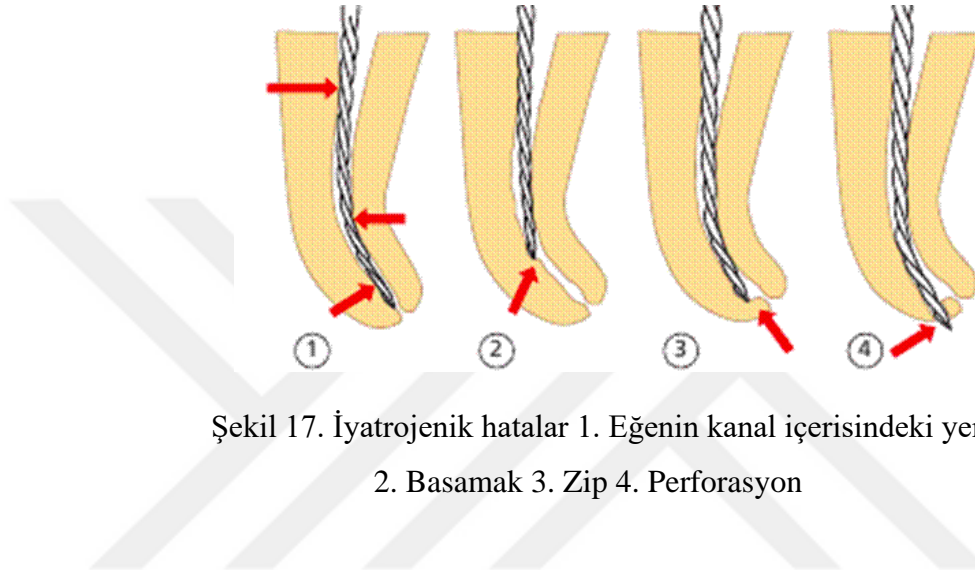
Kanal transportasyonu, Amerikan Endodonti Birliği'nin Endodontik Terimler Sözlüğünde, enstrümanların, kök kanal preparasyonu sırasında orijinal formuna dönme eğilimleri nedeniyle, kök kanalının apikal yarısında eğimin dış duvarından, koronal yarısında ise eğimin iç duvarından daha fazla dentin kaldırılması olarak tanımlanmıştır. (American Association of Endodontists, 2012). Bu durum apikaldeki eğimin dış duvarının aşırı genişlemesine sebep olurken iç duvarında yetersiz preparasyona neden olur. Bunun sonucunda kanal eğim açısı azalır, kanal düzleşir ve kök kanalının ana eksenini, orijinal ekseninden sapmış olur (Şekil 16).



Şekil 16. Kök kanal transportasyonu (Bürklein ve Schafer, 2013)

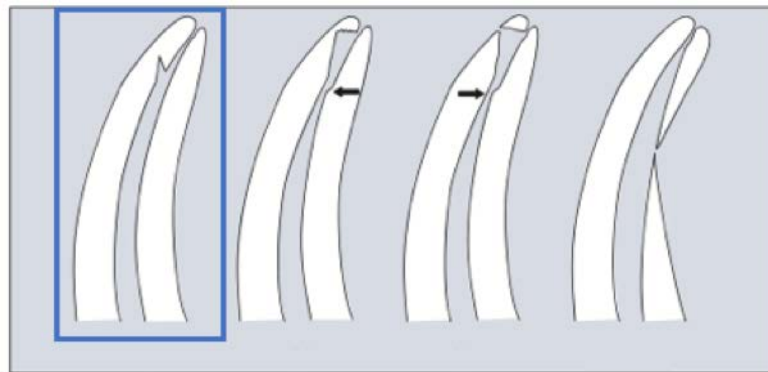
Kanal transportasyonu apikal bölgenin anatomisinde değişimlere yol açar. Apikal anatominin bozulması, apikalde ulaşılmayan bölgelerin oluşmasına ve yetersiz kök kanal dolumuna sebep olur. Sonuç olarak, kök kanal tedavisi başarısız olur.

Kök kanallarında oluşan apikal transportasyon sonucu basamak, zip, dirsek, perforasyon, strip perforasyon, apikal foramen hasarı gibi irregüler defektler oluşabilir (Şekil 17).



Şekil 17. İyatrojenik hatalar 1. Eğenin kanal içerisindeki yerleşimi  
2. Basamak 3. Zip 4. Perforasyon

**Basamak (Ledge):** Kanal aletlerinin apikal daralıma kadar yerleştirilmelerini engelleyen, kök kanal duvarında oluşturulan düzensizliktir (Şekil 18) (American Association of Endodontists, 2012).



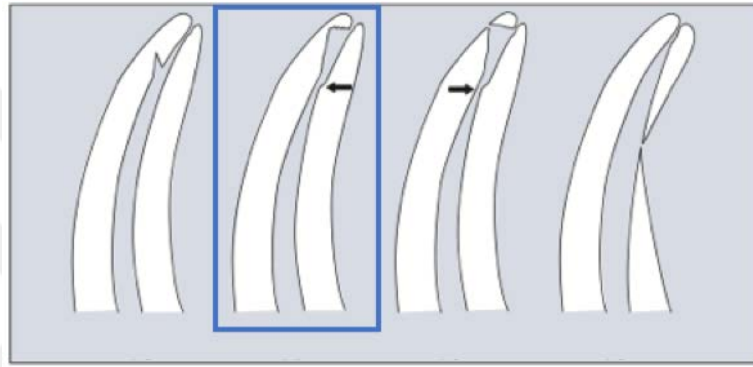
Şekil 18. Basamak oluşumu (Carrotte, 2004)

Kök kanalında basamak oluşumu özellikle esnek olmayan, keskin uca sahip enstrümanların rotasyon hareketiyle kullanılarak preparasyon yapılması sırasında oluşmaktadır. Basamak, eğimin dış duvarında düzlem şeklinde oluşabilir. Kanalın



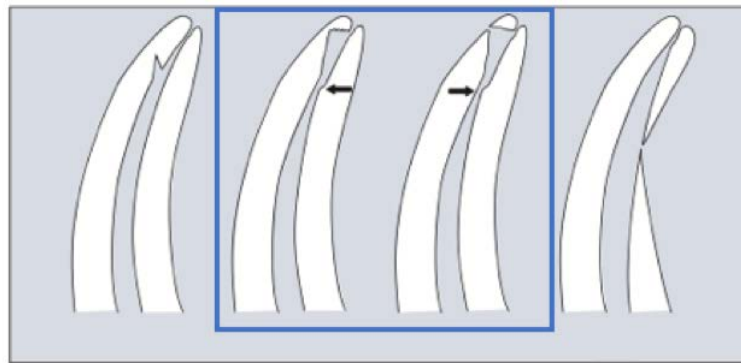
apikal kısmının tıkanması nedeniyle sıklıkla bypass etmek zordur (Hulsmann ve ark., 2005). Basamak oluşumu eğimin derecesi ve enstrümanların tasarımı ile ilişkilidir (Bergenholtz ve ark., 1979; Greene ve Krell, 1990; Kapalas ve Lambrianidis, 2000).

**Zip (Fermuar):** Kanalin apikal bölümünün yer değiştirmesi ve yeni bir konum almasıdır. “gözyaşı” ve kum saati” terimleri de benzer şekilde kök kanalının apikal kısmındaki zip şeklini anlatmak için kullanılmaktadır (Şekil 19) (Hulsmann ve ark., 2005).



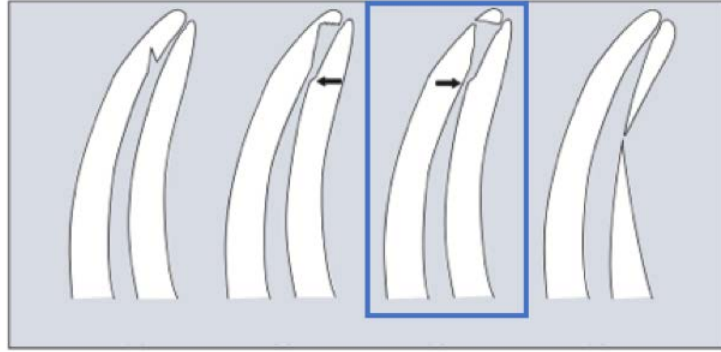
Şekil 19. Zip oluşumu (Carrotte, 2004)

**Dirsek (Elbow):** Koronalde eğimin iç duvarında, apikalde eğimin dış duvarında yapılan düzensiz genişletme sonucunda meydana gelen maksimum eğrilik noktasındaki kök kanalının en dar bölgesini tanımlamaktadır. Dirsek oluşumu ile ortaya çıkan düzensiz ve yetersiz koniklik kök kanalının apikal kısmının başarılı bir şekilde temizlenmesini ve doldurulmasını engeller (Şekil 20) (Hulsmann ve ark., 2005).



Şekil 20. Dirsek oluşumu (okla gösterilmiştir) (Carrotte, 2004)

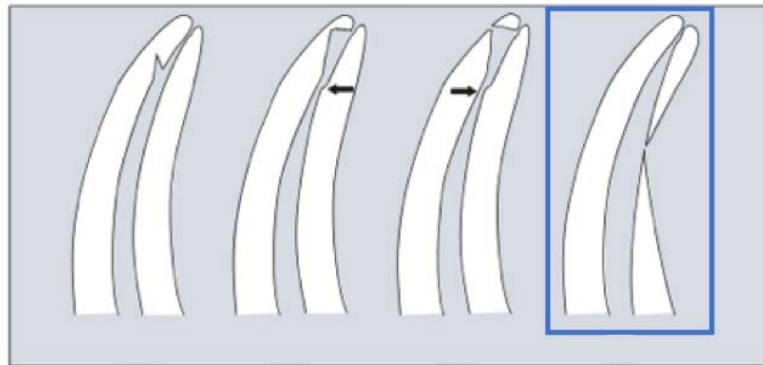
**Perforasyon:** Mekanik ya da patolojik olaylar sonucu kök kanal sistemi ile dişin eksternal yüzeyi arasında ilişki oluşmasıdır (Şekil 21) (American Association of Endodontists, 2012).



Şekil 21. Perforasyon oluşumu (Carrotte, 2004)

Kök kanalının perforasyonu özellikle esnek olmayan, keskin uca sahip enstrümanların rotasyon hareketiyle kullanılmasıyla oluşmaktadır. Kök kanalının perforasyonu, kök sementinin zarar görmesi ve periodontal ligamentin irritasyonu ve/veya enfeksiyonu ile sonuçlanır ve tıkmak oldukça zordur. Eğer perforasyonun apikalindeki bölgeye ulaşamazsa, perforasyonlar orijinal kök kanalının bir kısmının prepare edilememesine ya da yetersiz prepare edilmesine sebep olur (Hulsmann ve ark., 2005).

**Strip Perforasyon:** Kök kanal duvarının, dişin yan duvarı ile tamamen penetrasyonu olarak tanımlanmaktadır (Şekil 22) (American Association of Endodontists, 2012).



Şekil 22. Strip perforasyon oluşumu (Carrotte, 2004)

Strip perforasyon kök kanal kurvatürünün iç duvarı boyunca düzleşme ve aşırı enstrümantasyon sonucu oluşur. Bu kökün orta üçlüsünde ki perforasyon kök sementinin zarar görmesi ve periodontal ligamentin irritasyonu ve/veya enfeksiyonu ile sonuçlanır ve tıkamak oldukça zordur. Köklerin furkal bölgeye bakan radiküler duvarları genellikle aşırı incedir ve strip perforasyon oluşma riski fazla olduğu için “tehlikeli bölge” olarak adlandırılır (Hulsmann ve ark., 2005). Örneğin, mandibular molarların mezial kökünün distal duvarı ‘tehlikeli bölge’ olarak tanımlanır ve enstrümantasyon sırasında strip perforasyon ortaya çıkma olasılığı daha fazladır (Özyürek ve ark., 2017).

**Apikal Foramen Hasarı:** Apikal foramenin yerdeğiştirmesi ve genişlemesi çalışma boyunun yanlış belirlenmesi, eğimli kök kanalının düzleşmesi ve aşırı preparasyon sonucu oluşur. Apikal stop kayb olduğu için, irrigantların ve dolum materyallerinin apikalden taşması ile periradiküler dokular zarar görür (Hulsmann ve ark., 2005).

**Apikal Tıkanma:** Debris veya dokuların tıkaç oluşturmasıyla meydana gelir. Kök kanal açıklığının ve çalışma boyunun kaybı ile sonuçlanır. Tıkaç oluşan bölgenin apikali dezenfekte edilemez (Hulsmann ve ark., 2005).

#### **2.4.1.1. Transportasyon oluşumunu etkileyen faktörler**

Transportasyon oluşum riskini arttıran risk faktörleri aşağıda sırasıyla belirtilmiştir (Schafer ve Dammaschke, 2009);

- 1- Giriş kavitesinin yetersiz olması:** Giriş kavitesindeki düzensizlikler kök kanal preparasyonu sırasında aletlerin kontrollü kullanılmamasına ve aletlerin farklı yol izlemesine neden olmaktadır (Jafarzadeh ve Abbott, 2007).
- 2- Kök kanal enstrümanlarının alaşımı ve tasarımları:** Paslanmaz çelik aletlerin NiTi aletlere göre esnekliği daha az olduğu için transportasyon oluşturma riski daha fazladır. Aletlerin kesit şekli, yiv sayısı esnekliğini etkilediği için transportasyon oluşumunu etkilemektedir (Bergmans ve ark., 2001; Young ve ark., 2007; Schafer, 1997; Schafer, 1999).

- 3- Kesici uca sahip enstrümanların kullanılması:** Hendstrome eğeler kesici uca sahiptir. K-tipi eğelere göre daha fazla transportasyon oluşturdıkları gösterilmiştir (Weine ve ark., 1975; Dummer ve ark., 1998; Jafarzadeh ve Abbott, 2007; Miserendino ve ark., 1985; Sabala ve ark., 1988; Powell ve ark., 1986; Powell ve ark., 1988).
- 4- Eğri kök kanallarında büyük boyutlarda (>#20) esnek olmayan eğelerin kullanımı** (Saunders, 2005; Lam ve ark., 1999 )
- 5- Eğelerin kök kanallarında zorlanması:** Eğri kök kanallarının preparasyonunda standardize teknik kullanılması ve kanal aletlerinin çalışma boyuna ulaşması için zorlanması transportasyon riskini arttırmaktadır. Eğri kanallarda crown-down tekniğinin kullanılması transportasyon riskini azaltmak açısından daha uygundur (Jafarzadeh ve Abbott, 2007).
- 6- Preparasyon tekniği:** Standart teknik ya da step-back tekniği yerine step-down ya da balanced-forced tekniğinin kullanılması transportasyon riskini azaltır (Hulsmann ve ark., 2005; Saunders, 2005; Young ve ark., 2007; Dummer ve ark., 1998; Al-Omari ve Dummer, 1995; Schafer, 1996; Goering ve ark., 1982).
- 7- Mekanik genişletme sırasında yetersiz irrigasyon yapılması** (Jafarzadeh ve Abbott, 2007): Her ege kullanımından sonra kanallar 2-3ml NaOCl ile irriga edilmelidir (Carotte, 2004)
- 8- Operatörle ilişkili faktörler** (Peters, 2004; Eleftheriadis ve Lambrianidis, 2005; Kfir ve ark., 2004; Schafer ve ark., 2004)
- 9- Kanal kurvatur açısı ve yarıçapı:** Eğrilik açısı ne kadar büyük, eğrilik yarıçapı ne kadar küçük olursa transportasyon oluşma riski o kadar fazladır. (Dummer ve ark., 1998)

**10- Kök kanal aletlerinin kullanım sayısı:** Kök kanal aletlerinin kullanılma sayısı arttıkça kök kanalının bazı bölgelerinde transportasyon miktarının arttığını gösteren çalışma mevcuttur. Fakat bu çalışmada, araştırmacılar kullanım sayısının transportasyon oluşumunu etkilemediği sonucuna varmışlardır (Thompson ve ark., 2014).

#### **2.4.2. Alet kırıkları**

Tip ve alaşıma bağlı olmaksızın tüm enstrümanlar kök kanal preparasyonu sırasında stres altındadır. Enstrüman kırıklarından sorumlu 2 mekanizma vardır: torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluk (Sattapan ve ark., 2000; Serene ve ark., 1995; Ullmann ve Peters, 2005).

Torsiyonel kırılma, rotasyon sırasında aletin ucu veya aletin başka bir kısmı kanalda sıkışığında meydana gelir. Torsiyonel yükler nedeniyle çatlamış olan aletler çoğunlukla plastik deformasyon gibi belirtiler taşır (Sattapan ve ark., 2000). Metalin elastik sınırı, endodontik anguldrva ile uygulanan tork tarafından aşıldığında, aletin sıkışan parçasının kırılması kaçınılmaz olur (Martin ve ark., 2003).

Tekrarlanan döngüsel metal yorgunluğu fenomeni, enstrümanların kırılmasında en önemli faktör olabilir (Serene ve ark., 1995; Sotokawa, 1988; Pruett ve ark., 1997). Aletler eğimli kanallara yerleştirildiğinde, deforme olur ve enstrümanda gerilme meydana gelir. Eğimin dışındaki enstrüman şaftının yarısı gerilim halinde iken, eğimin içindeki enstrüman şaftının yarısı sıkışma halindedir. Sonuç olarak, her dönme enstrümanın bir tam gerilme-sıkışma döngüsünden geçmesine neden olur (Crandall ve ark., 1972). Eğimli kanallardaki rotasyon ile oluşan bu tekrarlanan gerilme-sıkışma döngüsü, zamanla aletin döngüsel yorgunluğunu artırır ve aletin kırılmasına neden olabilir (Peters, 2004; Parashos ve ark., 2004). NiTi endodontik aletlerin döngüsel yorgunluğundan kaynaklanabilecek kırıkları, aletler üzerindeki deformasyonlar gözle görülmediği ve kalıcı olduğu için önceden tespit etmek zordur (Sattapan ve ark., 2000).

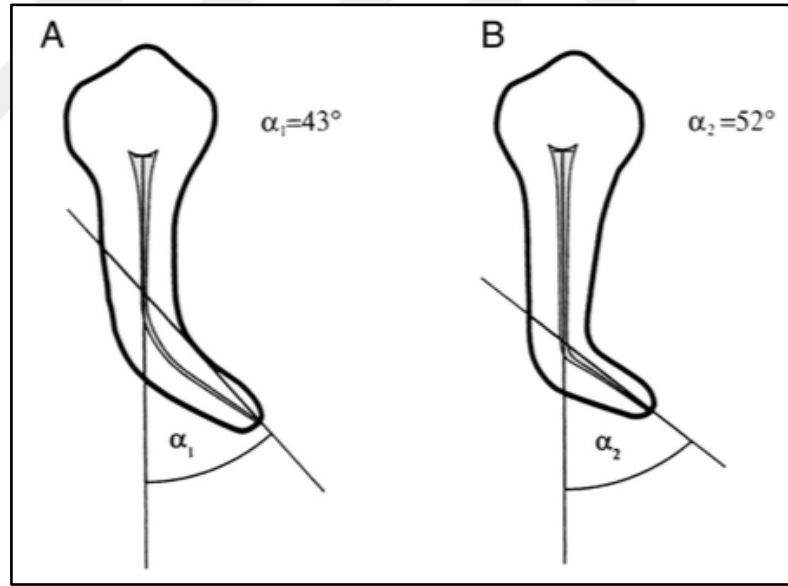
Peng ve ark. (2005), kırık enstrümanların çoğununun sebebinin eğilmeye bağlı kırılma olarak belirtmiştir. Cheung ve ark. (2005), yaptıkları bir çalışmada, eğelerin

%93'ünün döngüsel yorgunluk nedeniyle başarısız olduklarını göstermişlerdir. Bu nedenle döngüsel yorgunluk materyalin kırılmasındaki baskın mekanizmadır.

## 2.5. Döngüsel Yorgunluğu Etkileyen Faktörler

### 2.5.1. Eğrilik açısı ve yarıçapı

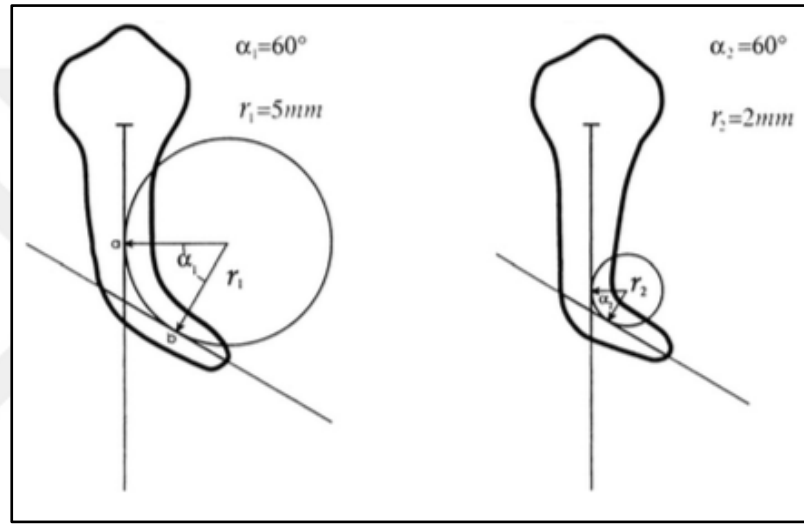
Kanal eğriliği, Schneider tarafından 1971'de tanımlanan yöntem kullanılarak tanımlanmıştır. Ancak, bu yöntemde kanal eğriliğini tanımlamak için yalnızca tek bir parametre kullanılmıştır. Schneider yönteminde kök eğrilik derecesini belirlemek için, kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizilir. Apikal foramenden birinci çizginin kanalın uzun eksenini terk etmeye başladığı noktaya ikinci bir çizgi daha çekilir. Bu iki çizginin kesiştiği noktada oluşan açı 'kök eğrilik açısı' olarak tanımlanmaktadır (Şekil 23) (Schneider, 1971).



Şekil 23. Schneider yöntemi (Pruett ve ark., 1997)

Kök kanal eğriliği Pruett ve ark. (1997) tarafından 'eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı' olarak iki parametre ile daha doğru tanımlanmıştır. Bu parametreleri belirlemek için, kanalın koronal düz kısmının uzun eksenini boyunca düz bir çizgi çizilir. İkinci çizgi ise kanalın apikal düz kısmının uzun eksenini boyunca çizilir. Bu çizgilerin

her birinde kanal eğriliğinin başladığı ve sonlandığı bir sapma noktası vardır. Kanalın eğimli kısmı bu iki noktadan teğet geçen bir daire ile temsil edilir. Eğrilik açısı, bu iki nokta arasındaki dairenin yayı gören merkez açısıdır. Eğrilik açısı başka bir deyişle, dairenin merkezinde kesişen sapma noktalarından çekilen dik çizgilerin oluşturduğu açı ile tanımlanabilir. Bu çizgilerin uzunluğu, dairenin yarıçapıdır ve milimetre cinsinden tanımlanan bu yarıçap aynı zamanda eğrilik yarıçapıdır (Şekil 24) (Pruett ve ark., 1997).



Şekil 24. Pruett yöntemi (Pruett ve ark., 1997)

Eğrilik yarıçapı eğriliğin şiddetini gösterir. Aynı eğim açısına sahip kanallarda, eğrilik yarıçapı ne kadar küçükse, kanal eğriliği o kadar artar ve kanal sapması o kadar ani olur. Bu iki parametre birbirinden bağımsızdır (Pruett ve ark., 1997).

Pruett ve ark. (1997) eğrilik yarıçapı azaldığında enstrüman üzerinde oluşan stres ve gerilmelerin arttığını ve daha fazla dögüsel yorgunluğa maruz kaldıklarını ifade etmiştir.

Günday ve ark. (2005) ise çalışmalarında 'kanal giriş açısı' (CAA) olarak yeni bir parametre tanımlamışlardır. CAA tekniğinde, kanal girişi ve apeks bir doğru ile birleştirilir ve bu doğru ile korondan geçen doğru arasındaki açı kanal giriş açısı

olarak belirlenmektedir. Çalışmada, Schneider tekniğine göre aynı eğrilik derecesine sahip olsa bile kanal şekillerinin farklı olmasından dolayı kurvatür mesafesi, kurvatür yüksekliği ve CAA açılarının farklı olabileceği rapor edilmiştir.

### **2.5.2. Eğe tasarımı**

Hem kesit alanı hem de eğe tasarımı bir aletin döngüsel yorgunluk ya da torsiyonel kırılma direncini etkileyebilir. Stres birikimi daha fazla olduğu için (Ullman ve Peters, 2005), büyük çaplı aletler, küçük çaplı aletlere göre daha fazla döngüsel yorgunluğa sahiptir (Crandall ve ar., 1972; Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999). Büyük aletlerin klinik uygulamada daha güvenli veya daha güçlü olduğu düşünülmemelidir (Pruett ve ark., 1997; Yared ve ark., 1999). Borgula (2005) ve Miyai ve ark. (2006) ise klinik kullanımı taklit edemeyen testlerden veya alışım özelliklerinden dolayı bu ilişkinin her zaman geçerli olmadığını bildirmiştir.

### **2.5.3. Yüzey koşulları**

Elektropolisaj, yüzey pürüzlülüğünün elektrokimyasal olarak kontrollü bir şekilde kaldırılmasıdır. Bu işlem ile metalin deforme ve amorf olan dış tabakası kaldırılmakta, kontaminasyonsuz ve rezidüel streslerden arındırılmış bir yüzey tabakası açığa çıkmaktadır.

Elektropolisaj işleminden sonra pürüzsüz bir yüzeye sahip olması NiTi materyalinin yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olmasına fayda sağlamaktadır (Suresh, 1998; Collins, 1993). Ancak döner aletlerin yüzey işlemlerinin eğelerin kırılmasını önlemede herhangi bir yararlı etkisi olup olmadığı dental literatür açısından belirsizdir. Bazı çalışmalar, elektropolisaj ile NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk direncinin arttığını belirtmiştir (Anderson ve ark., 2007). Diğer çalışmalar ise elektropolisajın yararlı bir etkisinin olmadığını göstermiştir (Cheung ve ark., 2007; Bui ve ark., 2008; Herold ve ark., 2007). Ayrıca, düşük döngüsel yorgunluk direncinin yumuşak bir yüzey (Schijve, 2001) yerine çoğunlukla saf malzemenin özelliklerine bağlı olduğu ve elektropolisaj işleminin yüzey üzerindeki mikroçatlakların ilerlemesini engellemediği belirtilmiştir (Herold ve ark., 2007).



Yüzeyi modifiye etmek için bir diğer yöntem de nitrür kaplamadır (Tripi ve ark., 2003; Schafer, 2002). Aletin yüzeyinde biriken ince, sert titanyum nitrit filminin, aşınmaya ve yıpranmaya dirençli olduğu ve tekrarlanan kullanımdan sonra kesici kenarların bütünlüğünü ve yüzey düzgünlüğünü koruduğu gösterilmiştir (Schafer, 2002). Bununla birlikte, nitrojen kaplamanın NiTi eğelerin düşük devirli yorulma davranışı üzerindeki etkisi hakkında yeterli bilgi mevcut değildir.

#### **2.5.4. Dönme hızı**

Dönme hızının NiTi aletlerinin yorulma kırılması üzerindeki etkileri konusunda literatürde bazı tartışmalar vardır. Bir çalışma, 750 ve 2000 rpm arasındaki dönüş hızlarının döngüsel yorgunluk direncine herhangi bir etkisi olmadığını bildirmiştir (Pruett ve ark., 1997). Diğerleri, 200 ya da 350 rpm ile çalışılan eğeler ile karşılaştırıldığında, 100 rpm'de kullanılan eğelerin en uzun yorulma ömrüne sahip olduğunu ve ege kırılmasının ve deformasyonunun daha az olduğunu göstermiştir (Herold ve ark., 2007; Martin ve ark., 2003). Bir başka çalışmada, daha yüksek rotasyon hızlarında daha az deformasyon bildirilmiştir (Daugherty ve ark., 2001). Ancak bu çalışmada kanallarda ön genişletme yapılmamıştır ve eğeler daha fazla sürtünme yüküne ve torsiyonel strese maruz kalmıştır (Sextro, 2007).

Bazı çalışmalar sonucunda ise aletlerin çalışma hızının kırılma döngüsü sayısını etkilemediği görülmüştür, ancak daha yüksek hızlar kırılmadan önce maksimum siklus sayısına erişmek için gereken süreyi azaltmaktadır (Walsch, 2004; Canalda-Sahli ve ark., 1996; Miyai ve ark., 2006). Diğer çalışmaların (Arens ve ark., 2003, Yared ve ark., 2001, Mandel ve ark., 1999) aksini düşünmesinin sebebi değişken test koşulları, farklı operatörler ve farklı enstrüman türleri olabilir. Dolayısıyla, hızın etkisi şu anda belirsizdir (Parashos ve Messer, 2006).

Ayrıca, yorgunluk kırılması, gerilme veya stres amplitüdü ile ilgili olduğu ve kırılma öncesi döngü sayısı (Schijve, 2001, Collins, 1993) olarak ifade edildiği için, dönme hızı, diğer faktörler etkili olmadığı sürece yorulma davranışını etkilememelidir (Cheung, 2007).

### 2.5.5. Preparasyon tekniği

NiTi döner aletlerin kullanımından önce kanalda ön genişletme yapılması yani rehber yol oluşturulması torsiyonel kırılma riskini azaltır (Vessey, 1969; Jungmann ve ark., 1975). Ancak, bu işlemler yapıldıktan sonra bile eğimli bir kök kanalında döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma, özellikle yüksek hızda dönen aletler için hala büyük risk oluşturmaktadır (Cheung, 2007).

Pecking hareketinin genelde eğelerin yorulma ömrünü arttırdığı gösterilmiştir (Colombo ve ark., 1999, Griffiths ve ark., 1999). Çünkü bu hareket sırasında döngüsel yük yalnızca belirli bir konum yerine enstrümanın belirli bir uzunluğuna yayılmaktadır. Ayrıca, pecking hareketi sırasında 'firçalama hareketi' olarak adlandırılan lateral kuvvet uygulaması küçük boyutlu eğeler üzerinde olumsuz etki göstermesine rağmen, büyük boyutlu (MTwo, boyut 25, 0.06 koniklik) eğelerin yorulma direnci üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmektedir (Powell ve ark., 1986).

### 2.5.6. Kullanım sayısı

Kırılma, tekrarlanan kullanım sonrası NiTi döner aletlerde plastik deformasyon görülmediği halde meydana gelebilir (Zuolo ve Walton, 1997). Bu nedenle, görsel inceleme NiTi enstrümanların değerlendirilmesi için güvenilir bir metod değildir (Bergmans ve ark., 2001). Bu nedenle eğelerin bir kere kullanılması önerilmiştir (Arens ve ark., 2003).

Yorgun aletler tekrar kullanıldığında, yüzey çatlaklarıyla ilişkili kırıklar ortaya çıkabilir (Pruett ve ark., 1997). Döner NiTi aletlerin klinik kullanımının uzun sürmesi döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde azaltır (Gambarini, 2001; Bahia ve Buono, 2005; Yared ve ark., 2003; Yared, 2004; Fife ve ark., 2004). Svec ve Powers (2002) çalışmalarında tek bir kullanımdan sonra tüm eğelerde deformasyon bulmuşlardır. Ancak, bazı çalışmalar, döner NiTi aletlerin on kez kullanılabilceğini veya dört molar dişin preparasyonunda sıkıntı olmayacağını bildirmiştir (Yared ve ark., 2000; Yared ve ark., 1999; Peters ve Barbakow, 2002). Ayrıca, Parashos ve ark. (2004) eğe kullanım sayısı ve kırılma sıklığı arasında bir ilişki bulamadıklarını

bildirmişlerdir. Üreticiler ise aşırı eğimli bir kanalın preparasyonundan sonra, enstrümanların tekrar kullanılmamasını tavsiye etmektedir (Jodway ve Hulsmann, 2006). Dolayısıyla, bu farklı bulgular ve tavsiyelerden, döner NiTi aletlerinin kullanım sayısının, alet özellikleri, kanal morfolojisi ve operatör becerisinde dahil olmak üzere çeşitli değişkenlere bağlı olacağı sonucuna varılabilir (Parashos ve Messer, 2006). Bu nedenle kırılma sıklığını azaltmak için döner NiTi aletlerinin bir kere kullanılması gerektiği (Arens ve ark., 2003) literatür tarafından desteklenmemektedir. Ancak, en iyi fikir olarak kabul edilmektedir (Parashos ve ark., 2004).

### **2.5.7. Sterilizasyon prosedürü**

Sterilizasyonun aletlerin kırılması üzerindeki etkisi, literatürde hala bir konsensusa ulaşılmadığı için belirsizdir (Serene ve ark., 1995; Melo ve ark., 2002; Svec ve Powers, 2002; Silvaggio ve Hicks, 1997; Mize ve ark., 1998; Rapisarda ve ark., 1999; Hilt ve ark., 2000). Ancak NiTi enstrümanların kırılmasında önemli bir faktör olarak görülmektedir (Hulsmann ve ark., 2005).

Bazı çalışmalarda, otoklav sterilizasyonunun NiTi aletlerinin yorulma ömrü üzerindeki etkisi incelenmiş ve anlamlı bir etki bulunamamıştır (Mize ve ark., 1998; Plotino ve ark., 2012). Diğer çalışmalar otoklavdaki sterilizasyon döngülerinin mekanik özellikler üzerinde hiçbir olumsuz etkisi bulunmadığını belirtmişlerdir (Yared ve ark., 2000; Viana ve ark., 2006; Silvaggio ve Hicks, 1997). Bununla birlikte, sterilizasyon döngüleri sonrası NiTi enstrümanların yorulma ömrünün arttığını bulan çalışmalar mevcuttur (Viana ve ark., 2006; Melo ve ark., 2002) Hilfer ve ark. (2011) Twisted File ve GT files eğelerinin farklı sterilizasyon siklusları sonrası döngüsel yorgunluk direncini test etmişler ve GT files 20.04, 20.06 ve Twisted File 25.04 eğelerinde anlamlı bir farklılık görülmezken, TF 25.06 eğesinin döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını belirtmişlerdir. Pedulla ve ark. (2018) ise Hyflex CM eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin sterilizasyon ya da sodyum hipokloritten etkilenmediğini, Twisted File sisteminin ise sodyum hipokloritten etkilenmediğini ancak üç sterilizasyon siklusu sonrası döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını bulmuşlardır.

Korozyon, NiTi aletlerin mekanik özelliklerini etkileyerek kırılmalara neden olabilir. Bu durum kök kanallarının döner NiTi eğeler ile preparasyonu sırasında kök kanalı irrigantı ve lubrikant olarak kullanılan sodyum hipokloritle (NaOCl) ilişkilidir. Ancak, NaOCl'in NiTi aletlerin döngüsel yorgunluk direncini belirgin şekilde azaltmadığı (O'Hoy ve ark., 2003; Pedulla ve ark., 2011; Uslu ve ark., 2018) ve NiTi aletlerinde çatlak veya korozyona neden olma ihtimalinin az olduğu gösterilmiştir (Darabara ve ark., 2004).



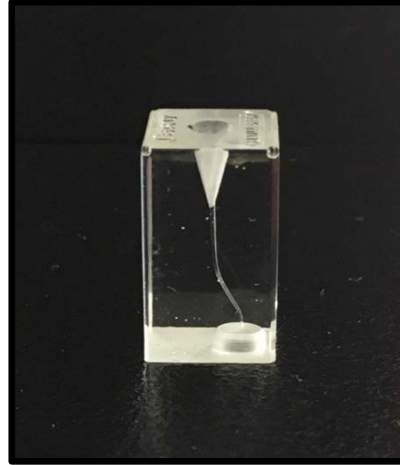
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DUP-131216-0534 numaralı proje ile desteklenmiştir. Çalışmamızdaki blokların hazırlanması, dijital görüntülerin alınması, sterilizasyon süreci şekillendirme ve döngüsel yorgunluk testleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Şekillendirme Etkinliği Deneyi

##### 3.1.1. Blokların hazırlanması

Şekillendirme yeteneği ve güvenilirlik incelemeleri deneyi için toplam 120 adet, 16 mm ortalama kanal boyu, 30° koronal eğim açısı (eğim yarıçapı: 5mm) ve 20° apikal eğim açısı (eğim yarıçapı: 4,5 mm), ISO 15 apikal foramen boyutu, 0.02 koniklik açısına sahip S-şeklinde yapay kanalları olan 10x10x18 mm boyutlarında hazır şeffaf akrilik bloklar (Endo Training-Bloc-S, 0.02 Taper; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanıldı (Resim 1).



Resim 1. S-şeklinde yapay kanala sahip şeffaf akrilik blok

Çalışmamızda kullanılan bloklar, öncelikle kullanılan döner eğe sistemine göre her grupta 10 set eğe ve 40 adet şeffaf akrilik blok olacak şekilde 3 gruba ayrıldı (Tablo 1).

<b>Gruplar</b>	<b>NiTi Döner Sistemleri</b>	<b>Eğe ve Blok sayısı</b>
<b>1. Grup</b>	Hyflex CM (H)	10 set eğe ve 40 adet Şeffaf akrilik blok
<b>2. Grup</b>	ProTaper Next (P)	10 set eğe ve 40 adet Şeffaf akrilik blok
<b>3. Grup</b>	Twisted File (T)	10 set eğe ve 40 adet Şeffaf akrilik blok

Tablo 1. Çalışmamızda kullanılan NiTi döner alet sistemleri

Bu 3 grup ise eğelerin sterilizasyon/kullanım sayısına göre her grupta 10 adet Şeffaf akrilik blok olacak Şekilde 4 alt gruba ayrıldı ve 10 set eğe her alt grupta kullanıldı. Buna göre altgruplar Şu Őekildedir:

H1: Hyflex CM sterilizasyon/kullanım -

H2: Hyflex CM sterilizasyon/kullanım 1

H3: Hyflex CM sterilizasyon/kullanım 2

H4: Hyflex CM sterilizasyon/kullanım 3

P1: ProTaper Next sterilizasyon/kullanım -

P2: ProTaper Next sterilizasyon/kullanım 1

P3: ProTaper Next sterilizasyon/kullanım 2

P4: ProTaper Next sterilizasyon/kullanım 3

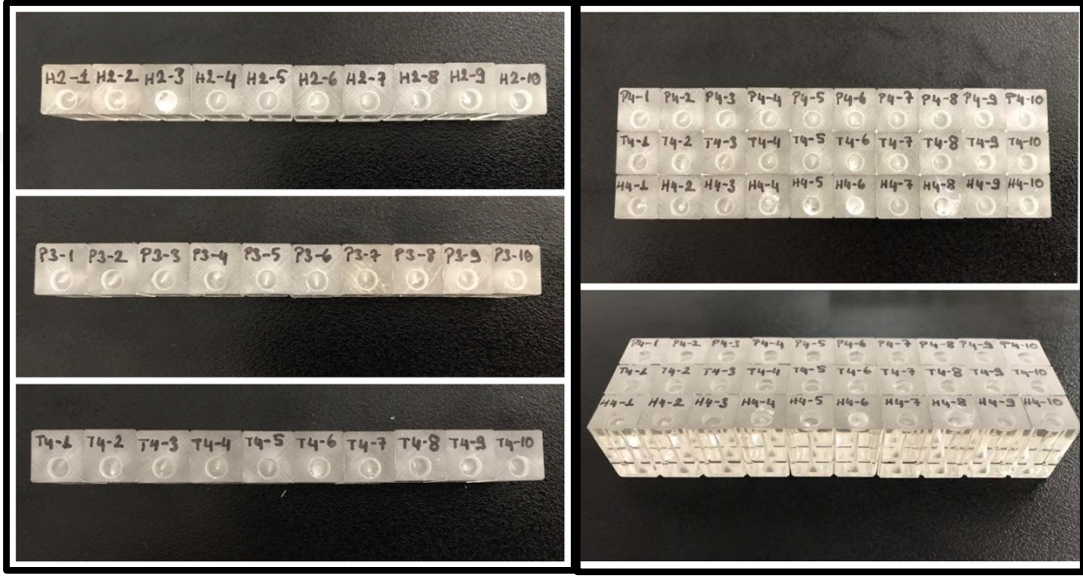
T1: Twisted File sterilizasyon/kullanım -

T2: Twisted File sterilizasyon/kullanım 1

T3: Twisted File sterilizasyon/kullanım 2

T4: Twisted File sterilizasyon/kullanım 3

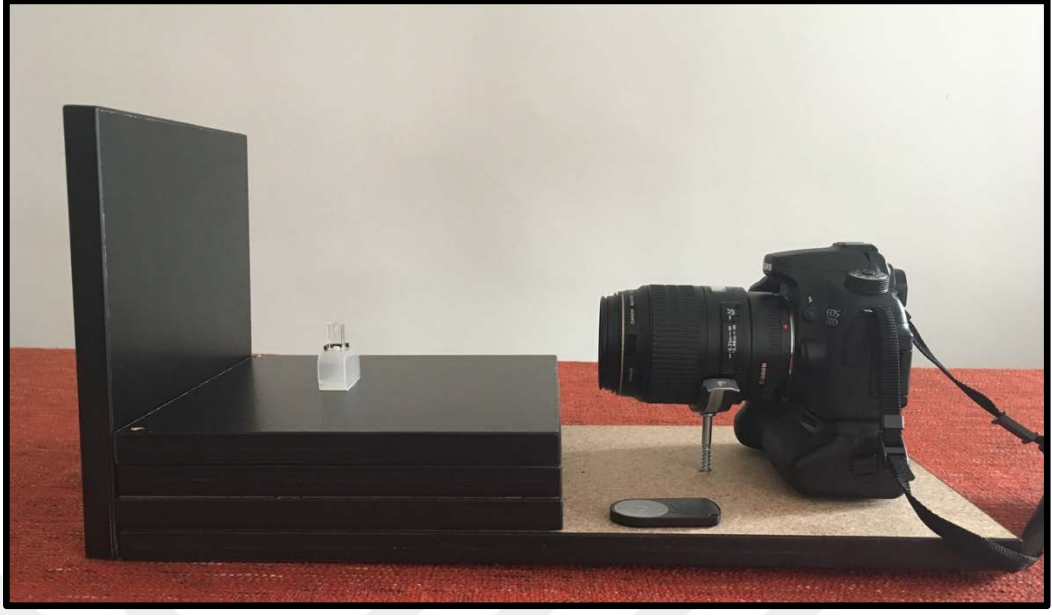
Her şeffaf akrilik blok preparasyon öncesi numaralandırıldı. İlk defa kullanılacak eğerlerin uygulanacağı gruba H1-1, H1-2,..H1-10; P1-1, P1-2,..P1-10; T1-1,T1-2,..,T1-10 şeklinde, 1 kere kullanılmış eğerlerin uygulanacağı gruba H2-1, H2-2,..H2-10; P2-1, P2-2,..,P2-10; T2-1,T2-2,..,T2-10 şeklinde, 2 kere kullanılmış eğerlerin uygulanacağı gruba H3-1, H3-2,..H3-10; P3-1, P3-2,..,P3-10; T3-1,T3-2,..,T3-10 şeklinde, 3 defa kullanılmış eğerlerin uygulanacağı gruba H4-1, H4-2,..H4-10; P4-1, P4-2,..,P4-10; T4-1,T4-2,..,T4-10 şeklinde numara verildi.



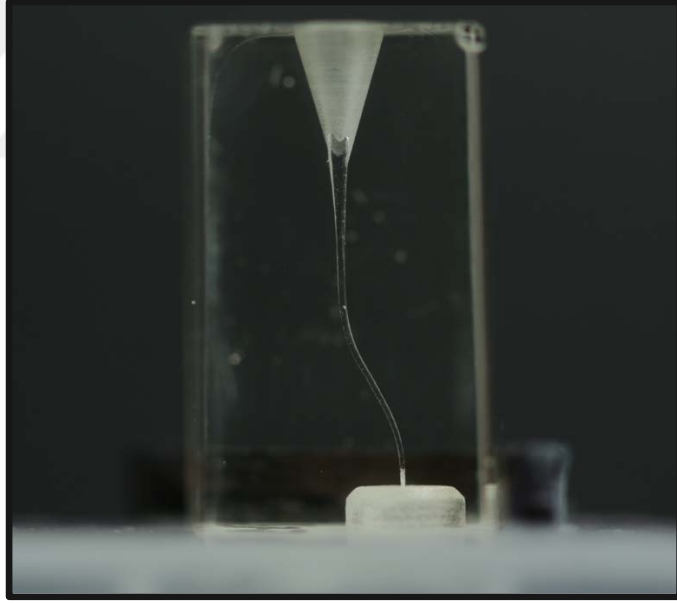
Resim 2. Akrilik blokların numaralandırılması

### 3.1.2. Şekillendirme öncesi dijital görüntülerin alınması

Şeffaf akrilik blokların şekillendirme öncesi görüntüleri, dijital fotoğraf makinesi (Canon EOS 50D, Canon INC., Tokyo, Japonya) kullanılarak alındı. Görüntülerin standart şekilde alınabilmesi için akrilik blokla dijital fotoğraf makinesi arasındaki mesafenin ve açının sabitlenmesini sağlayan özel bir düzenek kuruldu (Resim 3) ve akrilik bloğun meziodistal yönde fotoğrafı çekildi (Resim 4). Çalışma süresince fotoğraf makinesi ve akrilik blokların pozisyonunda değişiklik yapılmadı.



Resim 3. Fotoğraf çekimi için hazırlanan düzenek



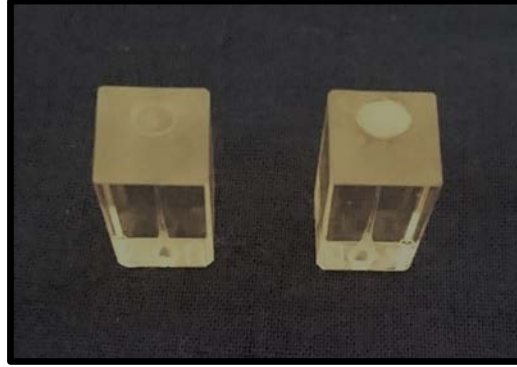
Resim 4. Akrilik bloğun şekillendirme öncesi fotoğrafı

### 3.1.3. Kök kanal şekillendirme yöntemlerinin uygulanması

Şekillendirme işlemi öncesi, eğelerin apikalden dışarı çıkmasını engellemek amacıyla şeffaf akrilik blokların apikalindeki boşluğa uygun kompozit rehber

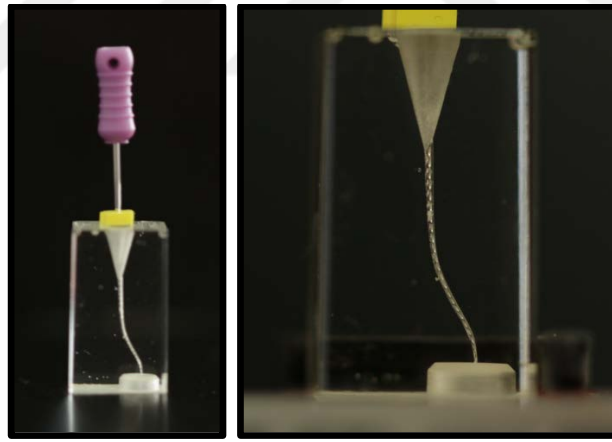


hazırlandı ve bu boşluklar kompozit rehber ile kapatıldı (Resim 5).



Resim 5. Kompozit rehber

Daha sonra yapay kanalların ISO 10 numaralı K-tipi eğe (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile çalışma boyu ölçüldü (Resim 6) ve kanalın içine enjektör yardımıyla distile su enjekte edilerek kanallar şekillendirmeye hazır hale getirildi.



Resim 6. 10 K-tipi eğe ile çalışma boyunun belirlenmesi

Çalışmamızda yapay kanallardaki tüm şekillendirme işlemleri aynı araştırmacı tarafından yapıldı. NiTi eğe sistemleri tork kontrollü X-Smart Plus endodontik motora bağlı 16:1 redüksiyonlu X-Smart Plus Angldruva (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile birlikte kullanıldı (Resim 7).



Resim 7. X-Smart Plus Endodontik Motor

### HyFlex CM Grubu

Bu grupta yer alan 40 şeffaf akrilik blok, 10 set Hyflex CM döner sistem eğesi ile üretici firmanın önerilerine göre şekillendirilmiştir.

Şekillendirme işlemi sırasıyla Hyflex CM 25/.04 ve 25/.06 eğelerle devamlı rotasyon hareketi eşliğinde crown-down tekniği kullanılarak yapıldı (Resim 8). Bütün eğeler için rotasyon hızı 500 rpm, tork değeri ise 2,5 Ncm olarak ayarlandı. Motorun Otomatik Ters Dönme (Auto Reverse) fonksiyonu etkinleştirildi.



Resim 8. Hyflex CM eğe sistemi

## ProTaper Next Grubu

Bu grupta yer alan 40 şeffaf akrilik blok, 10 set ProTaper Next döner sistem eğesi ile üretici firmanın önerilerine göre şekillendirilmiştir.

Şekillendirme işlemi sırasıyla ProTaper Next X1 (17/.04) ve X2 (25/.06) açılı eğelerle devamlı rotasyon hareketi eşliğinde crown-down tekniği kullanılarak yapıldı (Resim 9). Bütün eğeler için rotasyon hızı 300 rpm, tork değeri ise 2 Ncm olarak ayarlandı. Motorun Otomatik Ters Dönme (Auto Reverse) fonksiyonu etkinleştirildi.



Resim 9. ProTaper Next eğe sistemi

## Twisted File Grubu

Bu grupta yer alan 40 şeffaf akrilik blok, 10 set Twisted File döner sistem eğesi ile üretici firmanın önerilerine göre şekillendirilmiştir.

Şekillendirme işlemi sırasıyla Twisted File 25/.04 ve 25/.06 eğelerle devamlı rotasyon hareketi eşliğinde crown-down tekniği kullanılarak yapıldı (Resim 10). Bütün eğeler için rotasyon hızı 500 rpm, tork değeri ise 2,5 Ncm olarak ayarlandı. Motorun Otomatik Ters Dönme (Auto Reverse) fonksiyonu etkinleştirildi.



Resim 10. Twisted File eę sistemi

Şekillendirme sırasında başlığa ileri geri hareketler uygulatılarak eğlerin çalışma boyuna ulaşması sağlandı. Bu esnada başlığa apikal yönde hafif bir kuvvet uygulandı. Direnç hissedildiği anda ya da Auto Reverse etkinleştiğinde eğe bloktan uzaklaştırılıp yapay kanal distile su ile irrigate edildi. Her eğe çalışma boyuna 1 kez ulaştı ve bu pozisyonda 2 sn'den fazla kalmadı.

Her eğenin kullanımından sonra çalışma boyunun 1mm gerisinde 2 ml distile su ile irrigasyon yapıldı ve ISO 10 numaralı K-tipi eğe ile şeffaf bloklardaki kanalların tıkalı olup olmadıkları sürekli kontrol edildi. Kanalların şekillendirme sırasında kuru kalmamasına dikkat edildi.

Çalışmamızda akrilik bloklardaki yapay kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ortaya çıkabilecek prosedürel hataları engellemek amacıyla NiTi eğeler, EDTA jel (Glyde, Dentsply International Inc., York, PA, USA) ile beraber kullanıldı.

Tüm gruplarda kullanılan kanal eğeleri, her kullanımdan sonra yivleri arasında rezin artıkları kalmaması için distile suyla ıslatılmış gazlı bezle temizlendi.

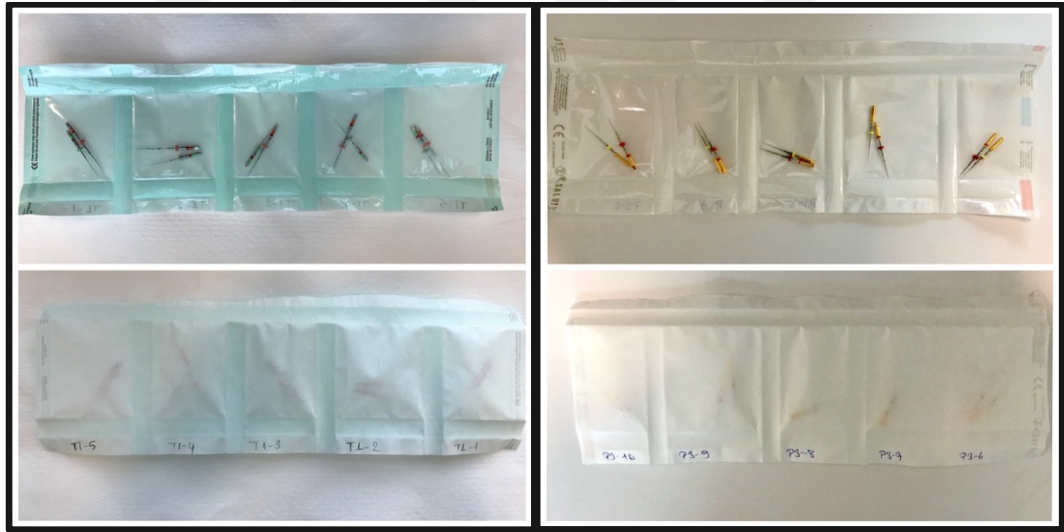
### 3.1.4. Sterilizasyon işlemi

H1, T1, P1 gruplarında yeni eğeler üreticinin önerisine göre kullanıldı. Şekillendirme sonrası bu eğeler otoklavda 134°C'de 20 dk steril edildi ve H2, T2, P2 grubunda tekrar kullanıldı. Yani her eğe sistemi kullanıldıktan sonra steril edildi ve tekrar yeni akrilik bloklarda kullanıldı. Bunun sonucunda, H4, T4, P4 gruplarında 3

kez kullanılmış ve steril edilmiş eğe setleri kullanılmış oldu (Tablo 2). 10 set eğe ve otoklav prosedürü her alt grupta aynı şekilde uygulandı.

Altgruplar	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	Sterilizasyon/Kullanım
<b>1.altgrup</b>	H1	P1	T1	-
<b>2.altgrup</b>	H2	P2	T2	1
<b>3.altgrup</b>	H3	P3	T3	2
<b>4.altgrup</b>	H4	P4	T4	3

Tablo 2. Klinik kullanım ve sterilizasyon sayısına göre altgruplar

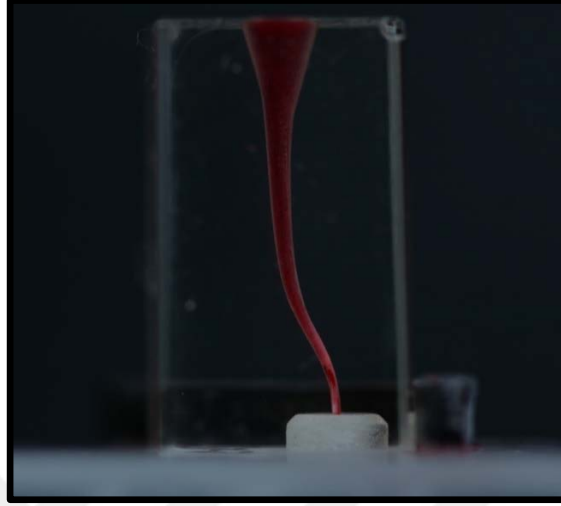


Resim 11. Sterilizasyon için paketlenen eğeler

### 3.1.5. şekillendirme sonrası dijital görüntülerin alınması

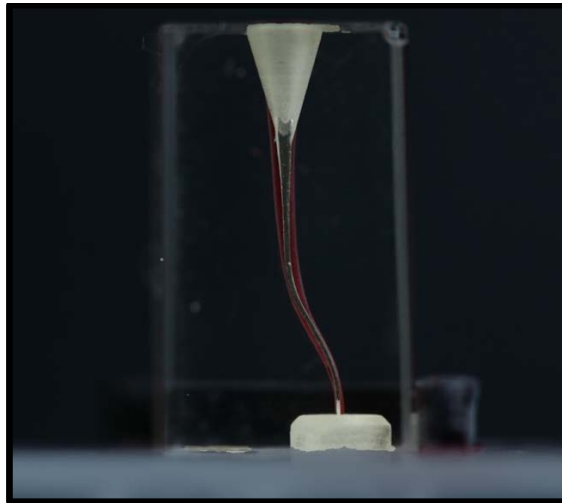
İşlem ncesi ve sonrası görüntülerin çakıştırılarak ölçümlerin yapılmasını kolaylaştırabilmek için preparasyon sonrası her bir yapay kanala kırmızı mürekkep (Pelikan, İstanbul, Türkiye) enjekte edildi. Daha sonra dijital fotoğraf makinesi ve

blokların arasındaki mesafenin ve açının sabitlenmesini sağlayan özel düzenek kullanılarak, her bir kanaldan meziodistal yönde işlem sonrası dijital görüntü alındı (Resim 10).



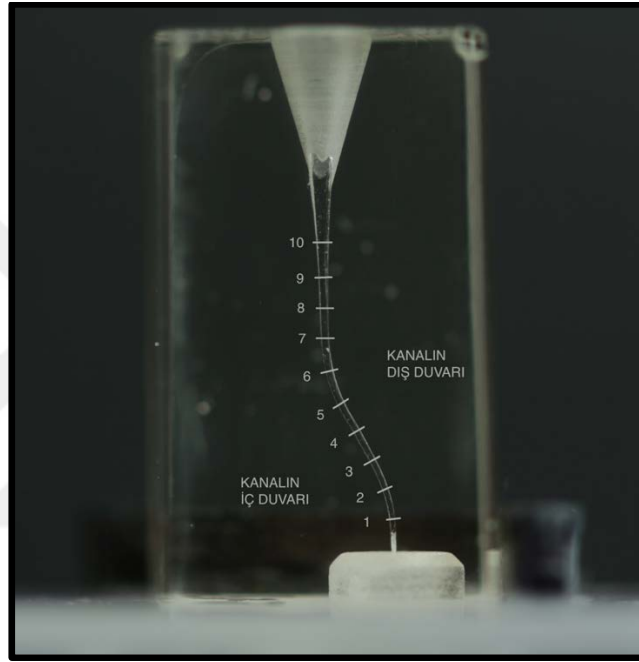
Resim 12. Akrilik bloğun şekillendirme sonrası fotoğrafı

İşlem öncesi ve işlem sonrası görüntüler, çakıştırmanın yapılacağı bilgisayar yazılımına (Adobe Photoshop CS3 Extended, Adobe Systems, San Jose, CA) aktarıldı. Aynı bloğa ait işlem öncesi ve sonrası dijital görüntüler, blokların dış kenarları yardımıyla çakıştırıldı ve kompozit görüntüler elde edildi (Resim 11). Aynı programda kompozit görüntüler üzerinde kalibrasyon ve şekillendirme etkinliği için gereken ölçümler yapıldı.



Resim 13. Kompozit görüntü

Her bir bloğun işlem öncesi ve sonrası görüntülerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen kompozit görüntüler üzerinde aralarındaki mesafe 1 mm olan, ardışık, toplam 11 seviyede (apikalden koronale doğru 0., 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7., 8., 9., 10. seviyelerde) ölçüm yapıldı (Resim 13). Her seviyede şekillendirmeden önceki ve şekillendirmeden sonraki kanal sınırları arasındaki doğrusal mesafe ölçüldü. Eğimin iç kısmı ve dış kısmı apikal eğime göre belirlendi. Her kanal için, eğimin iç kısmından 11 ve dış kısmından 11 olmak üzere toplam 22 adet mesafe ölçüldü.



Resim 14. Ölçüm yapılan seviyeler

### 3.1.6. Çalışmamızda incelenen kriterler

Çalışmamızda kullanılan NiTi döner sistem eğelerinin şekillendirme etkinliklerini ve tekrarlı kullanımlarının şekillendirme etkinlikleri üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla, kanalın orijinal şeklinde meydana gelen değişiklikler, aşağıdaki kriterler kullanılarak belirlendi:

- a) Eğimin dış kısmında oluşan genişletme miktarı (D).
- b) Eğimin iç kısmında oluşan genişletme miktarı (İ).

c) Toplam genişletme miktarı (G):  $G= \dot{I} + D$

Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri (D) ile eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değerinin ( $\dot{I}$ ) toplamı "G" değerini vermektedir.

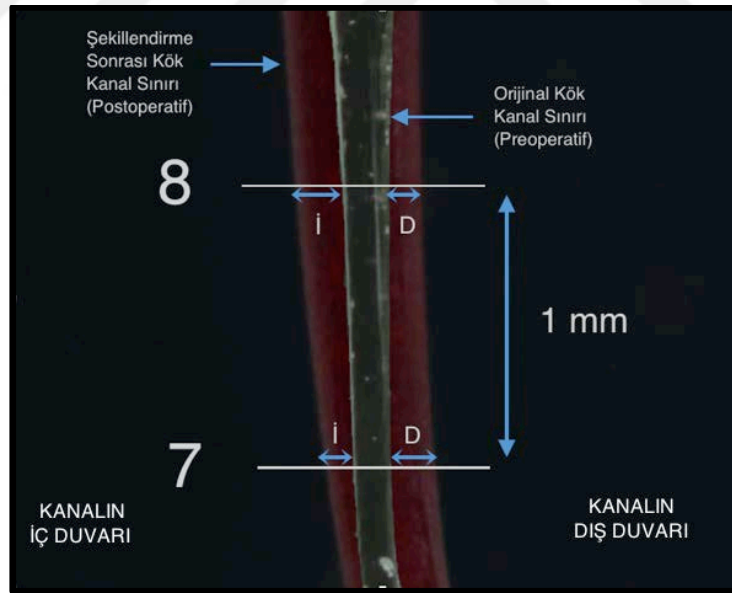
d) Transportasyon yönü ve miktarı (T):  $T=\dot{I} - D$

Eğimin dış kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri ile, eğimin iç kısmından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri arasındaki fark T değerini vermektedir. Bu formüle göre;

$T=0$  kanalda transportasyon olmadığını,

$T>0$  transportasyonun yönünün içe doğru olduğunu,

$T<0$  transportasyonun yönünün dışa doğru olduğunu göstermektedir.



Resim 15. Eğimin iç ve dış kısmındaki genişletme miktarının ölçümü

Çalışmamızda her kanal için, eğimin iç kısmından 11 ve dış kısmından 11 olmak üzere toplam 22 adet mesafe ölçüldü ve bu ölçümler sonucu 11 adet genişletme miktarı ve 11 adet transportasyon miktarı elde edildi. Sonuç olarak, 1320 adet iç kısımdan,



1320 adet dış kısımdan olmak üzere 2640 adet mesafe ölçüldü ve 1320 adet genişletme miktarı ve 1320 adet transportasyon miktarı hesaplandı. Toplamda 5280 veri elde edildi.

e) Kanal aleti kırılma oranı

Tüm gruplarda ki NiTi kanal eğelerinin, preparasyon sonrasında boyları ölçülerek, orijinal şekilleriyle karşılaştırıldı ve kaç numaralı kanal aletinde kırılma olduğu kaydedildi.

### 3.2. Döngüsel Yorgunluk Testi

#### 3.2.1. Örneklerin hazırlanması

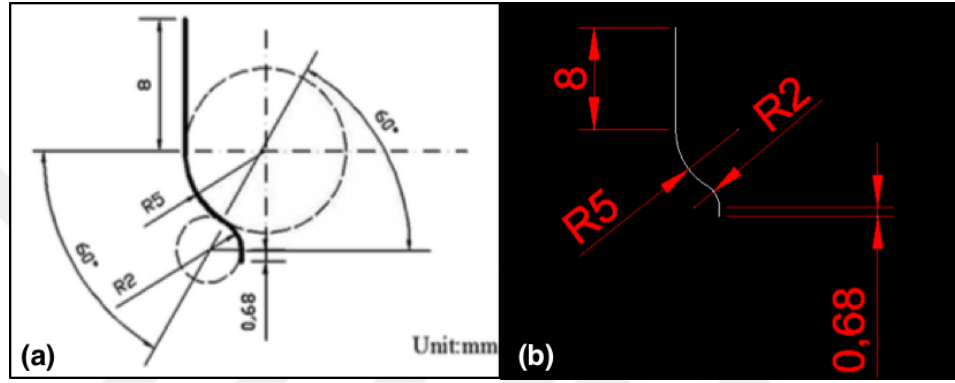
Döngüsel yorgunluk testinde, kontrol grubu olarak paketinden yeni çıkarılmış, üzerinde hiçbir işlem uygulanmamış 10 adet 25.06 boyutunda Hyflex CM, Twisted File ve ProTaper Next eğeleri ile şekillendirme etkinliği testinin H4, T4 ve P4 gruplarında kullanılmış ve sonrasında steril edilmiş 25.06 eğeler kullanılmıştır (Tablo 3).

<b>Döngüsel yorgunluk testi</b>	<b>Paketinden yeni çıkarılmış, hiçbir işlem uygulanmamış 25.06 eğe (Kontrol Grubu)</b>	<b>Akrilik bloklarda 4 kez kullanılmış ve steril edilmiş 25.06 eğe (Deney Grubu)</b>
<b>Hyflex CM</b>	10 adet	10 adet
<b>ProTaper Next</b>	10 adet	10 adet
<b>Twisted File</b>	10 adet	10 adet

Tablo 3. Döngüsel yorgunluk deneyindeki gruplar

### 3.2.2. Yapay kanalın hazırlanması

Döngüsel yorgunluk testinin uygulanacağı yapay kanal, şeffaf akrilik bloklardaki S-şeklindeki iki eğimli yapay kanalı taklit edecek şekilde hazırlandı. Kanalın matematiksel hesaplaması ve çizimi bilgisayar ortamında AutoCad (Autodesk Inc., ABD) programı ile gerçekleştirildi (Şekil 25). Kanal eğrilik açısı ve yarıçapı Pruett ve ark. tarafından belirlenen kriterlere göre tasarlandı. CNC makinesi ile aşındırma yoluyla paslanmaz çelik blok içerisinde yapay kanal oluşturuldu.



Şekil 25. Yapay kanalın çizimleri a) Duke ve ark. (2015) b) Autocad programındaki çizim

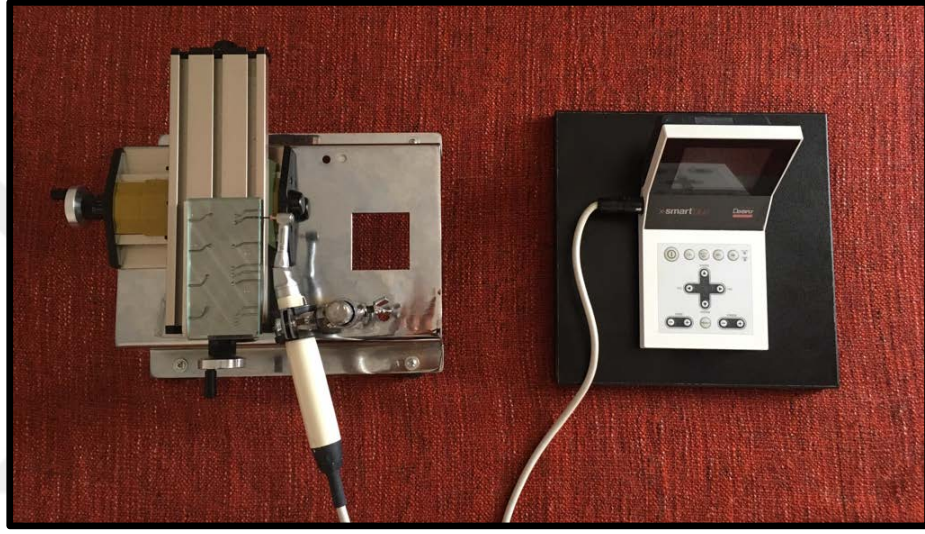
Çalışmamızda koronalde 60° eğrilik açısı, 5mm eğrilik yarıçapı ve apikalde 60° eğrilik açısı, 2 mm eğrilik yarıçapına sahip iki eğimli, kanalın derinliği 25.06 eğenin boyutlarından 1mm fazla, kanal genişliği apikalde 0,5 mm, koronalde 1,2 mm, çalışma boyu 16 mm olan yapay kanalın bulunduğu aşınmaya dayanıklı paslanmaz çelik blok kullanıldı (Resim 16).



Resim 16. Paslanmaz çelik blok üzerindeki iki eğimli yapay kanal

### 3.2.3. Döngüsel yorgunluk test düzeneği

Çalışmamızda kullanılan döner sistem NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini ölçmek amacıyla tasarlanan paslanmaz çelik blok ve endodontik motorun sabit durmasını sağlayan özel bir düzenek geliştirildi. Eğelerin sabitlenerek test işlemine tabi tutulması amacıyla tork ve hız ayarlı 1/16 redüksiyona sahip X-Smart angldrüva (Dentsply Maillefer) ve paslanmaz çelik blok test cihazına bağlanarak kullanıldı.



Resim 17. Döngüsel yorgunluk test düzeneği

### 3.2.4. Döngüsel yorgunluk testi

Kontrol grubundaki her eğe kutusundan çıkarıldıktan sonra başka bir işleme tabi tutulmadan, H4, T4 ve P4 grubunda kullanılan eğeler ise steril edildikten sonra 1/16 redüksiyona sahip X-Smart angldrüva yerleştirilerek üretici firmaların önerdiği hızda ve tork değerinde kullanıldı (Tablo 4).

Eğeler	Dönme Hızı (rpm)	Tork değeri (Ncm)
Hyflex CM	500	2,5
ProTaper Next	300	2
Twisted File	500	2,5

Tablo 4. NiTi döner sistemlerin kullanıldığı hız ve tork değerleri

Tüm eğeler, koronalde 60° eğrilik açısı, 5mm eğrilik yarıçapı ve apikalde 60° eğrilik açısı, 2 mm eğrilik yarıçapına sahip iki eğimli yapay kanalda kırılma gerçekleşinceye kadar devamlı rotasyon hareketi ile döndürüldü. Angldrüva başlığına yerleştirilen NiTi eğelerin, serbest dönüşünü kolaylaştırmak ve sürtünme kuvvetlerini minimuma indirmek amacıyla paslanmaz çelik blok içindeki yapay kanalda sentetik bir yağ olan WD-40 (Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı. Eğe kırıldığında zaman sayacı durduruldu ve ekrandaki süre saniye cinsinden kaydedildi. Her bir eğe için kırılma gerçekleşinceye kadarki tur sayısı aşağıdaki formüle göre hesaplandı:

$$\text{Kırılma gerçekleşene kadar tur sayısı} = \text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{Süre (dk)}$$

Ayrıca, her bir eğenin kırılan parçasının uzunluğu dijital kumpas ile ölçüldü.

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdaki verilerin istatistiksel analizinde SPSS 23.0 (SPSS Inc., IL., USA) paket programı kullanıldı. Şekillendirme etkinliği ve döngüsel yorgunluk testi uygulanan gruplar arasında sürekli ölçümlerin karşılaştırılmasında dağılımlar kontrol edilerek, parametrik dağılım gösteren değişkenler için ANOVA tek yönlü varyans analizi, parametrik dağılım göstermeyen değişkenler için Kruskal Wallis testi kullanıldı. Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalarda normal dağılım gösteren parametreler için Post-Hoc analizi, normal dağılım göstermeyen parametrelerde Mann Whitney-U testi kullanıldı. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistem eğelerinin şekillendirme etkinliği üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla eğelerin tekrar tekrar kullanımı sonrası ortaya çıkan sonuçların karşılaştırılmasında Friedman testi kullanıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Şekillendirme Etkinliği Testi Bulguları

#### 4.1.1. Farklı NiTi döner eğe sistemlerinin klinik kullanım ve sterilizasyon sonrası genişletme miktarlarının karşılaştırılması

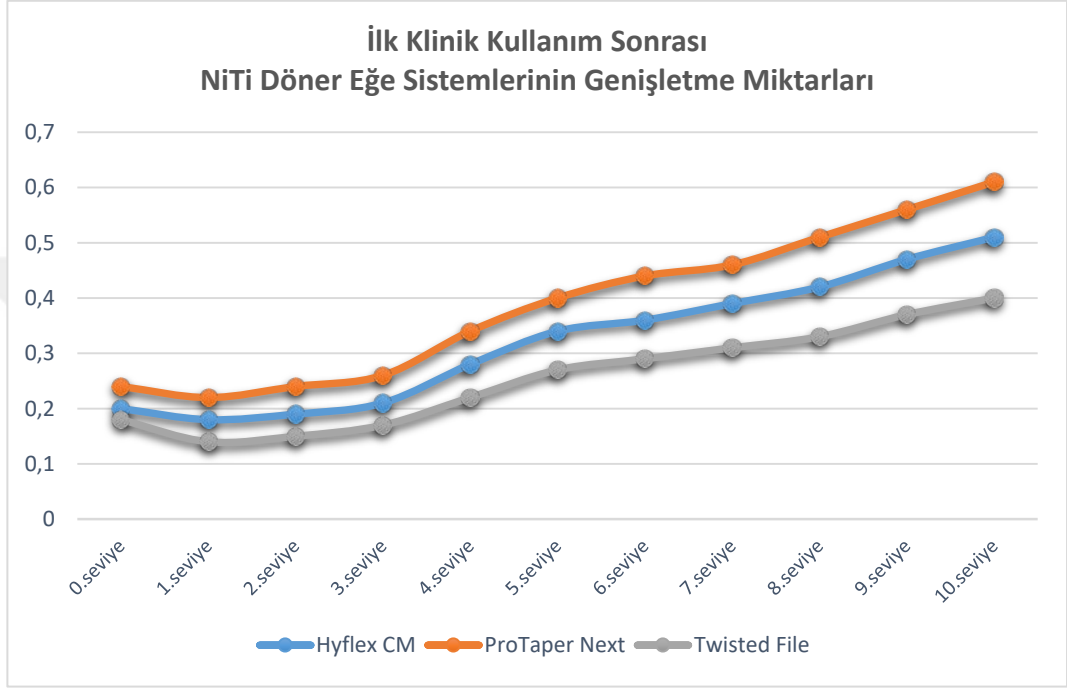
##### 4.1.1.1. İlk klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin ilk klinik kullanım sonrası seviyelere göre genişletme miktarları tablo 5'te gösterilmektedir.

Genişletme miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
0.seviye	0,20±0,04	0,24±0,04	0,18±0,04	<i>0,031</i>
1.seviye	0,18±0,03	0,22±0,02	0,14±0,02	<i>0,0001</i>
2.seviye	0,19±0,04	0,24±0,03	0,15±0,02	<i>0,0001</i>
3.seviye	0,21±0,04	0,26±0,02	0,17±0,02	<i>0,0001</i>
4.seviye	0,28±0,04	0,34±0,03	0,22±0,02	<i>0,0001</i>
5.seviye	0,34±0,04	0,40±0,02	0,27±0,02	<i>0,0001</i>
6.seviye	0,36±0,05	0,44±0,01	0,29±0,02	<i>0,0001</i>
7.seviye	0,39±0,06	0,46±0,04	0,31±0,03	<i>0,0001</i>
8.seviye	0,42±0,05	0,51±0,01	0,33±0,02	<i>0,0001</i>
9.seviye	0,47±0,05	0,56±0,02	0,37±0,02	<i>0,0001</i>
10.seviye	0,51±0,06	0,61±0,02	0,40±0,03	<i>0,0001</i>

Tablo 5. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner sistemlerin toplam genişletme miktarı her seviyede istatistiksel olarak birbirinden farklı bulunmuştur. Genişletme miktarı en fazla ProTaper Next grubunda, en az Twisted File grubunda görülmüştür (Şekil 26) .



Şekil 26. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

#### 4.1.1.2. İkinci klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

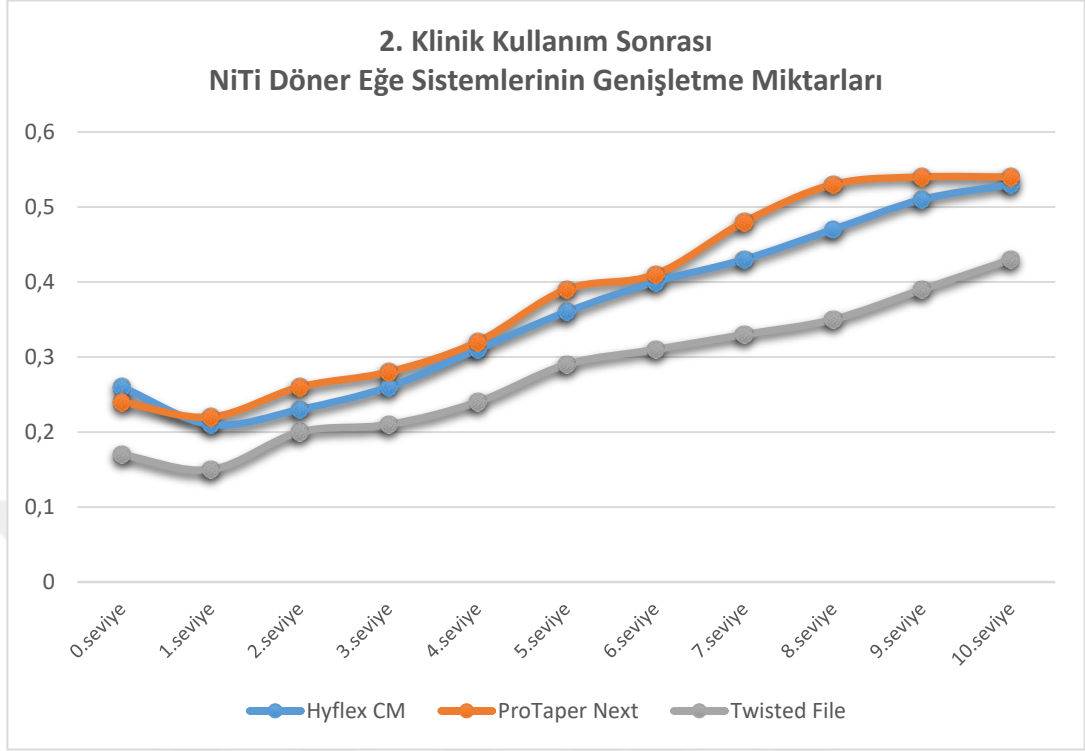
Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin 2. klinik kullanım sonrası seviyelere göre genişletme miktarları tablo 6’da gösterilmektedir.

Genişletme miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
0.seviye	0,26±0,05	0,24±0,06	0,17±0,03	<i>0,002</i>
1.seviye	0,21±0,03	0,22±0,02	0,15±0,03	<i>0,0001</i>
2.seviye	0,23±0,03	0,26±0,02	0,20±0,02	<i>0,0001</i>
3.seviye	0,26±0,03	0,28±0,01	0,21±0,03	<i>0,0001</i>
4.seviye	0,31±0,03	0,32±0,04	0,24±0,02	<i>0,0001</i>
5.seviye	0,36±0,03	0,39±0,03	0,29±0,02	<i>0,0001</i>
6.seviye	0,40±0,03	0,41±0,03	0,31±0,03	<i>0,0001</i>
7.seviye	0,43±0,03	0,48±0,02	0,33±0,03	<i>0,0001</i>
8.seviye	0,47±0,03	0,53±0,02	0,35±0,04	<i>0,0001</i>
9.seviye	0,51±0,02	0,54±0,01	0,39±0,04	<i>0,0001</i>
10.seviye	0,53±0,04	0,54±0,03	0,43±0,04	<i>0,0001</i>

Tablo 6. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

İkinci klinik kullanım sonrası 0., 1., 3., 4., 6. ve 10. seviyelerde Hyflex CM ve ProTaper Next gruplarının genişletme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

2., 5., 7., 8. ve 9. seviyelerde ise ProTaper Next’in genişletme miktarı Hyflex CM grubundan istatistiksel olarak fazladır. Twisted File ise tüm seviyelerde istatistiksel olarak en düşük genişletme miktarına sahiptir (Şekil 27).



şekil 27. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması



#### 4.1.1.3. Üçüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner ege sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner ege sistemlerinin 3. klinik kullanım sonrası seviyelere göre genişletme miktarları tablo 7’de gösterilmektedir.

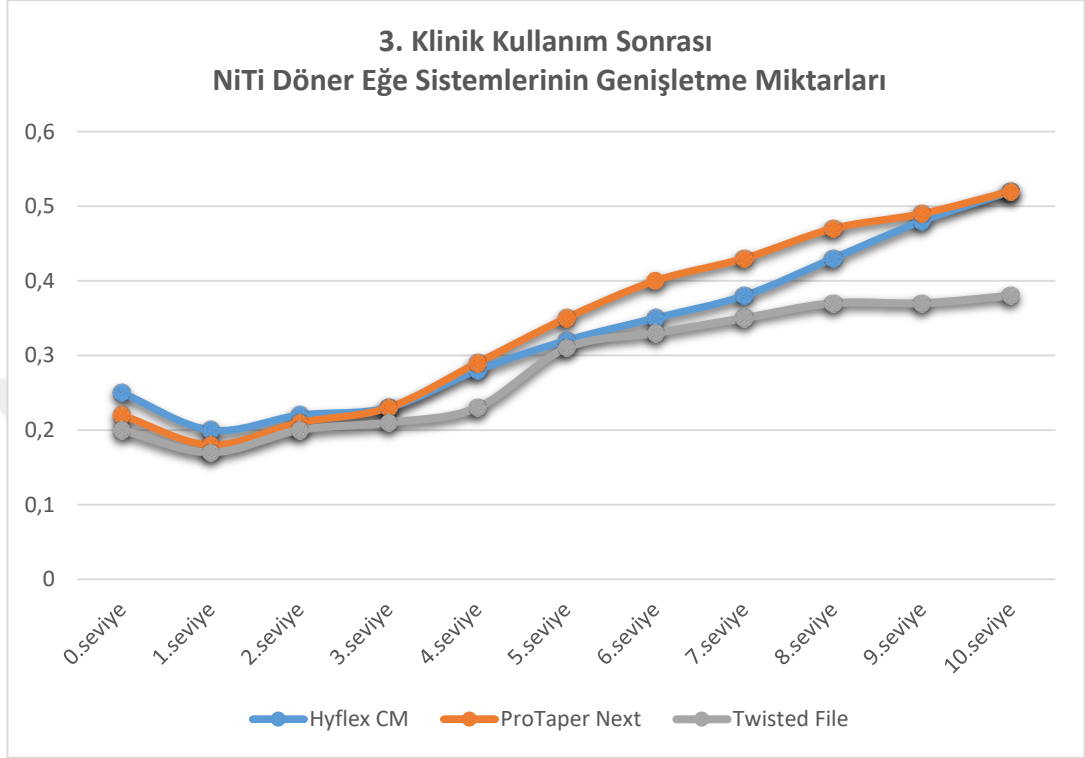
Genişletme miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
<b>0.seviye</b>	0,25±0,03	0,22±0,03	0,20±0,03	<b>0,005</b>
<b>1.seviye</b>	0,20±0,02	0,18±0,02	0,17±0,02	<b>0,001</b>
<b>2.seviye</b>	0,22±0,03	0,21±0,03	0,20±0,03	0,337
<b>3.seviye</b>	0,23±0,03	0,23±0,03	0,21±0,03	0,297
<b>4.seviye</b>	0,28±0,04	0,29±0,03	0,23±0,04	<b>0,007</b>
<b>5.seviye</b>	0,32±0,04	0,35±0,04	0,31±0,04	0,105
<b>6.seviye</b>	0,35±0,04	0,40±0,03	0,33±0,03	<b>0,0001</b>
<b>7.seviye</b>	0,38±0,04	0,43±0,03	0,35±0,06	<b>0,003</b>
<b>8.seviye</b>	0,43±0,04	0,47±0,04	0,37±0,05	<b>0,003</b>
<b>9.seviye</b>	0,48±0,04	0,49±0,04	0,37±0,04	<b>0,0001</b>
<b>10.seviye</b>	0,52±0,04	0,52±0,07	0,38±0,04	<b>0,0001</b>

Tablo 7. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner ege sistemlerinin genişletme miktarları

Üçüncü klinik kullanım sonrası 0. ve 1. seviyelerde genişletme miktarı istatistiksel olarak en yüksek Hyflex CM grubunda görülmüştür. ProTaper Next ve Twisted File grubunun genişletme miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

4., 6., 7., 8., 9. ve 10. seviyelerde üç grubun genişletme miktarı istatistiksel olarak birbirinden farklıdır. En yüksek değer ProTaper Next grubunda görülürken, en düşük değer Twisted file grubuna aittir.

2., 3. ve 5. seviyelerde ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (Şekil 28).



Şekil 28. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

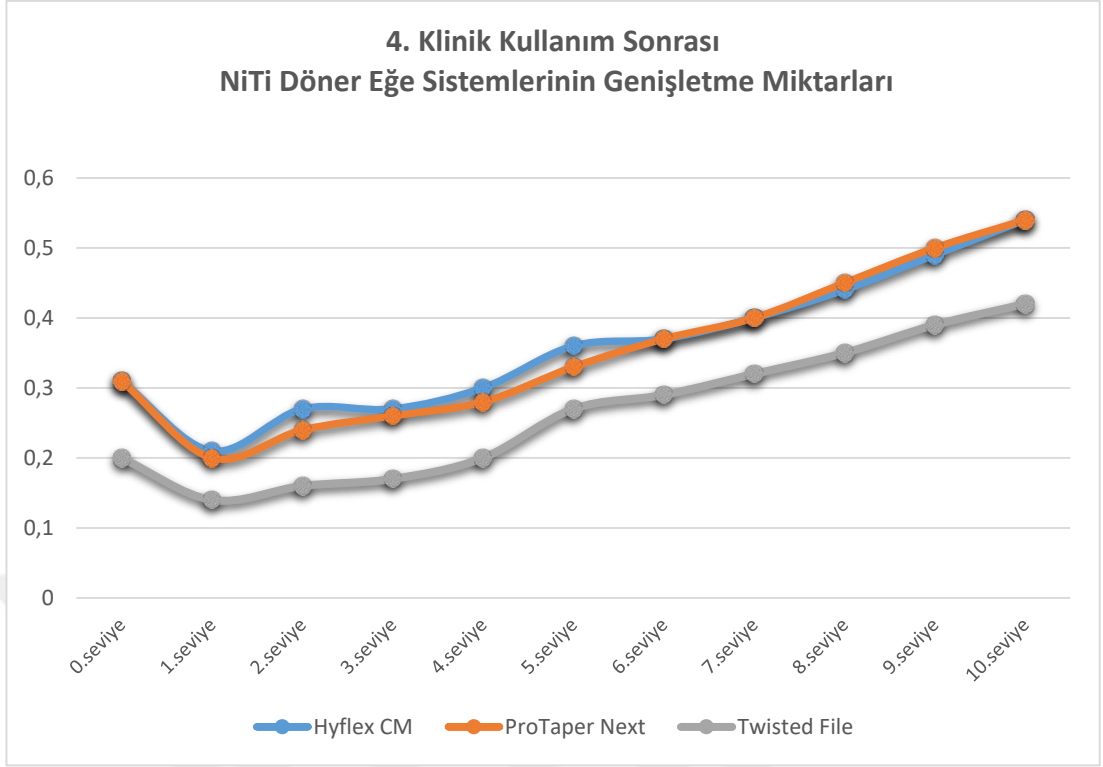
#### 4.1.1.4. Dördüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin 4. klinik kullanım sonrası seviyelere göre genişletme miktarları tablo 8’de gösterilmektedir.

Genişletme miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
0.seviye	0,31±0,08	0,31±0,08	0,20±0,03	<i>0,001</i>
1.seviye	0,21±0,04	0,20±0,03	0,14±0,02	<i>0,0001</i>
2.seviye	0,27±0,07	0,24±0,05	0,16±0,02	<i>0,0001</i>
3.seviye	0,27±0,05	0,26±0,04	0,17±0,02	<i>0,0001</i>
4.seviye	0,30±0,02	0,28±0,04	0,20±0,05	<i>0,0001</i>
5.seviye	0,36±0,03	0,33±0,04	0,27±0,02	<i>0,0001</i>
6.seviye	0,37±0,04	0,37±0,04	0,29±0,03	<i>0,0001</i>
7.seviye	0,40±0,03	0,40±0,04	0,32±0,03	<i>0,0001</i>
8.seviye	0,44±0,03	0,45±0,05	0,35±0,03	<i>0,0001</i>
9.seviye	0,49±0,02	0,50±0,04	0,39±0,04	<i>0,0001</i>
10.seviye	0,54±0,02	0,54±0,03	0,42±0,03	<i>0,0001</i>

Tablo 8. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarları

4. klinik kullanım sonrası genişletme miktarı tüm seviyelerde istatistiksel olarak en düşük Twisted File grubunda görülürken, Hyflex CM ve ProTaper Next grubu arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Şekil 29).



şekil 29. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin genişletme miktarlarının karşılaştırılması

#### 4.1.2. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistemlerin genişletme miktarlarına etkisi

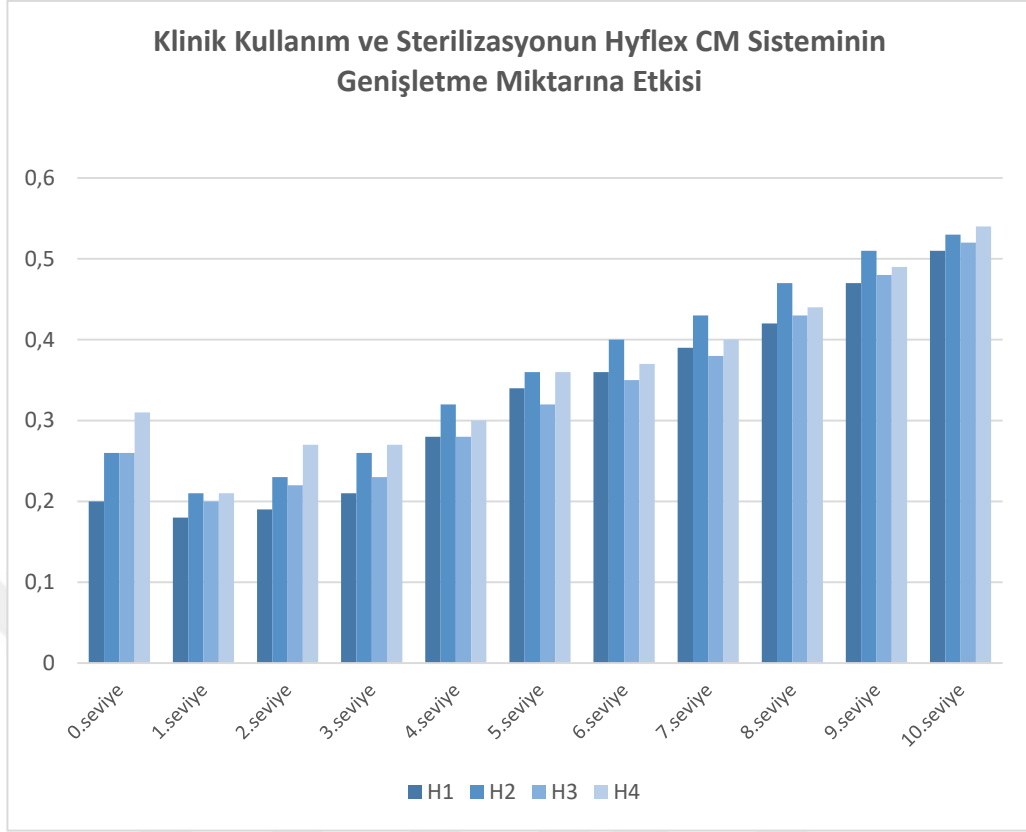
##### 4.1.2.1. Hyflex CM

Çalışmamızda kullandığımız Hyflex CM sisteminin klinik kullanım sayısına göre genişletme miktarları tablo 9’da gösterilmektedir.

Hyflex CM	H1	H2	H3	H4	<i>p</i>
0.seviye	0,20±0,04	0,26±0,05	0,25±0,03	0,31±0,08	<b>0,005</b>
1.seviye	0,18±0,03	0,21±0,03	0,20±0,02	0,21±0,04	0,283
2.seviye	0,19±0,04	0,23±0,03	0,22±0,03	0,27±0,07	0,113
3.seviye	0,21±0,04	0,26±0,03	0,23±0,03	0,27±0,05	0,086
4.seviye	0,28±0,04	0,31±0,03	0,28±0,04	0,30±0,02	0,124
5.seviye	0,34±0,04	0,36±0,03	0,32±0,04	0,36±0,03	0,063
6.seviye	0,36±0,05	0,40±0,03	0,35±0,04	0,37±0,04	0,084
7.seviye	0,39±0,06	0,43±0,03	0,38±0,04	0,40±0,03	0,184
8.seviye	0,42±0,05	0,47±0,03	0,43±0,04	0,44±0,03	0,074
9.seviye	0,47±0,05	0,51±0,02	0,48±0,04	0,49±0,02	0,372
10.seviye	0,51±0,06	0,53±0,04	0,52±0,04	0,54±0,02	0,510

Tablo 9. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin genişletme miktarına etkisi

0. seviyede kullanım sayısı arttıkça Hyflex CM grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak arttığı saptanmıştır. Diğer seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça genişletme miktarının istatistiksel olarak değişmediği görülmüştür (Şekil 30).



şekil 30. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin genişletme miktarına etkisi

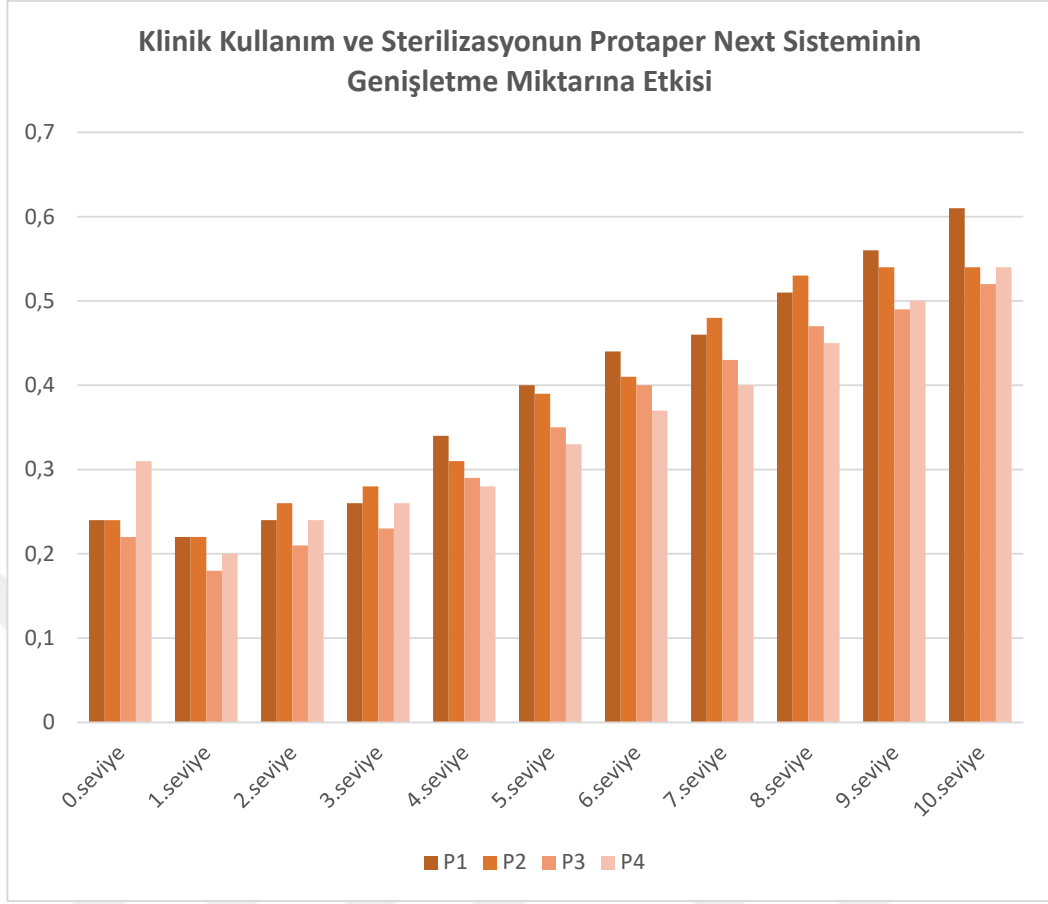
#### 4.1.2.2. ProTaper Next

Çalışmamızda kullandığımız ProTaper Next sisteminin klinik kullanım sayısına göre genişletme miktarları tablo 10'da gösterilmektedir.

ProTaper Next	P1	P2	P3	P4	<i>p</i>
0.seviye	0,24±0,04	0,24±0,06	0,22±0,03	0,31±0,08	0,302
1.seviye	0,22±0,02	0,22±0,02	0,18±0,02	0,20±0,03	0,010
2.seviye	0,24±0,03	0,26±0,02	0,21±0,03	0,24±0,05	0,028
3.seviye	0,26±0,02	0,28±0,01	0,23±0,03	0,26±0,04	0,010
4.seviye	0,34±0,03	0,32±0,04	0,29±0,03	0,28±0,04	0,009
5.seviye	0,40±0,02	0,39±0,03	0,35±0,04	0,33±0,04	0,0001
6.seviye	0,44±0,01	0,41±0,03	0,40±0,03	0,37±0,04	0,0001
7.seviye	0,46±0,04	0,48±0,02	0,43±0,03	0,40±0,04	0,0001
8.seviye	0,51±0,01	0,53±0,02	0,47±0,04	0,45±0,05	0,0001
9.seviye	0,56±0,02	0,54±0,01	0,49±0,04	0,50±0,04	0,0001
10.seviye	0,61±0,02	0,54±0,03	0,52±0,07	0,54±0,03	0,0001

Tablo 10. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin genişletme miktarına etkisi

0.seviyede kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak değişmediği görülmüştür. Diğer seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak azaldığı saptanmıştır (Şekil 31).



Şekil 31. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin genişletme miktarına etkisi



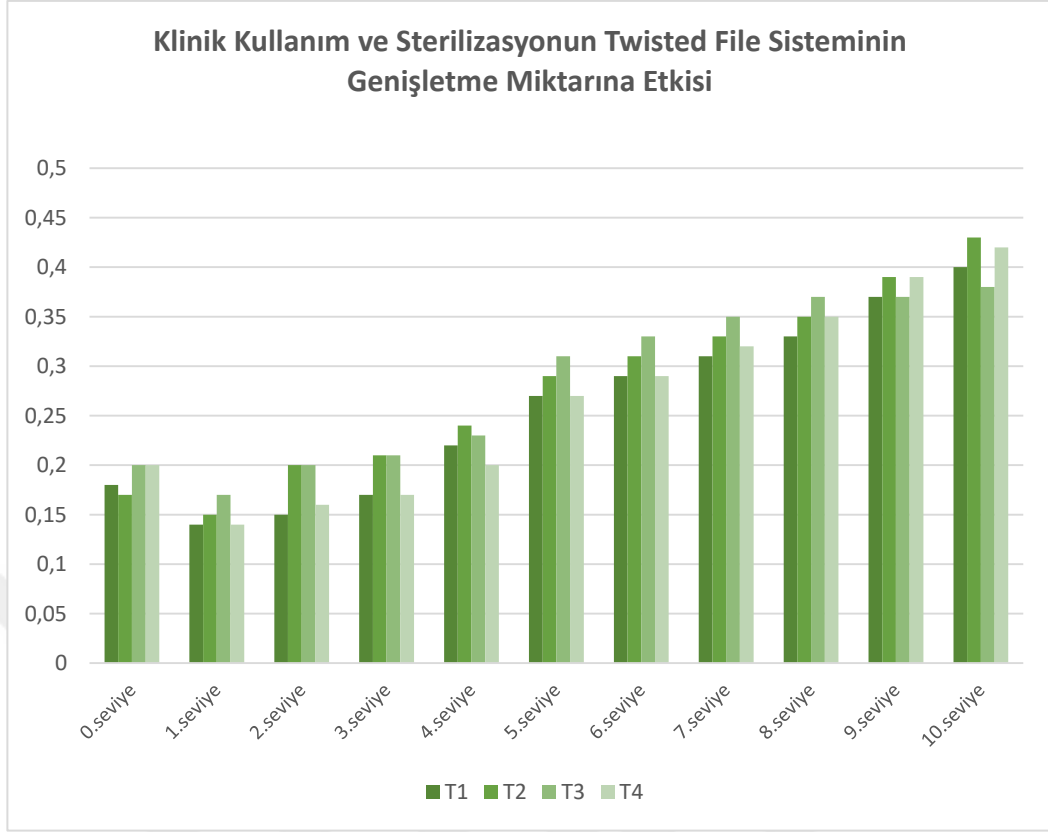
#### 4.1.2.3. Twisted File

Çalışmamızda kullandığımız Twisted File sisteminin klinik kullanım sayısına göre genişletme miktarları tablo 11’de gösterilmektedir.

Twisted File	T1	T2	T3	T4	p
0.seviye	0,18±0,04	0,17±0,03	0,20±0,03	0,20±0,03	0,173
1.seviye	0,14±0,02	0,15±0,03	0,17±0,02	0,14±0,02	0,038
2.seviye	0,15±0,02	0,20±0,02	0,20±0,03	0,16±0,02	0,002
3.seviye	0,17±0,02	0,21±0,03	0,21±0,03	0,17±0,02	0,001
4.seviye	0,22±0,02	0,24±0,02	0,23±0,04	0,20±0,05	0,029
5.seviye	0,27±0,02	0,29±0,02	0,31±0,04	0,27±0,02	0,116
6.seviye	0,29±0,02	0,31±0,03	0,33±0,03	0,29±0,03	0,062
7.seviye	0,31±0,03	0,33±0,03	0,35±0,06	0,32±0,03	0,024
8.seviye	0,33±0,02	0,35±0,04	0,37±0,05	0,35±0,03	0,100
9.seviye	0,37±0,02	0,39±0,04	0,37±0,04	0,39±0,04	0,372
10.seviye	0,40±0,03	0,43±0,04	0,38±0,04	0,42±0,03	0,040

Tablo 11. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin genişletme miktarına etkisi

0., 5., 6., 8. ve 9. seviyelerde kullanım sayısı arttıkça Twisted File grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak değişmediği gözlenmiştir. Diğer seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça Twisted File grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak azaldığı saptanmıştır (Şekil 32).



Şekil 32. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin genişletme miktarına etkisi

#### 4.1.3. Farklı NiTi döner eğe sistemlerinin klinik kullanım ve sterilizasyon sonrası transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

##### 4.1.3.1. İlk klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin ilk klinik kullanım sonrası seviyelere göre transportasyon miktarları tablo 12’de gösterilmektedir.

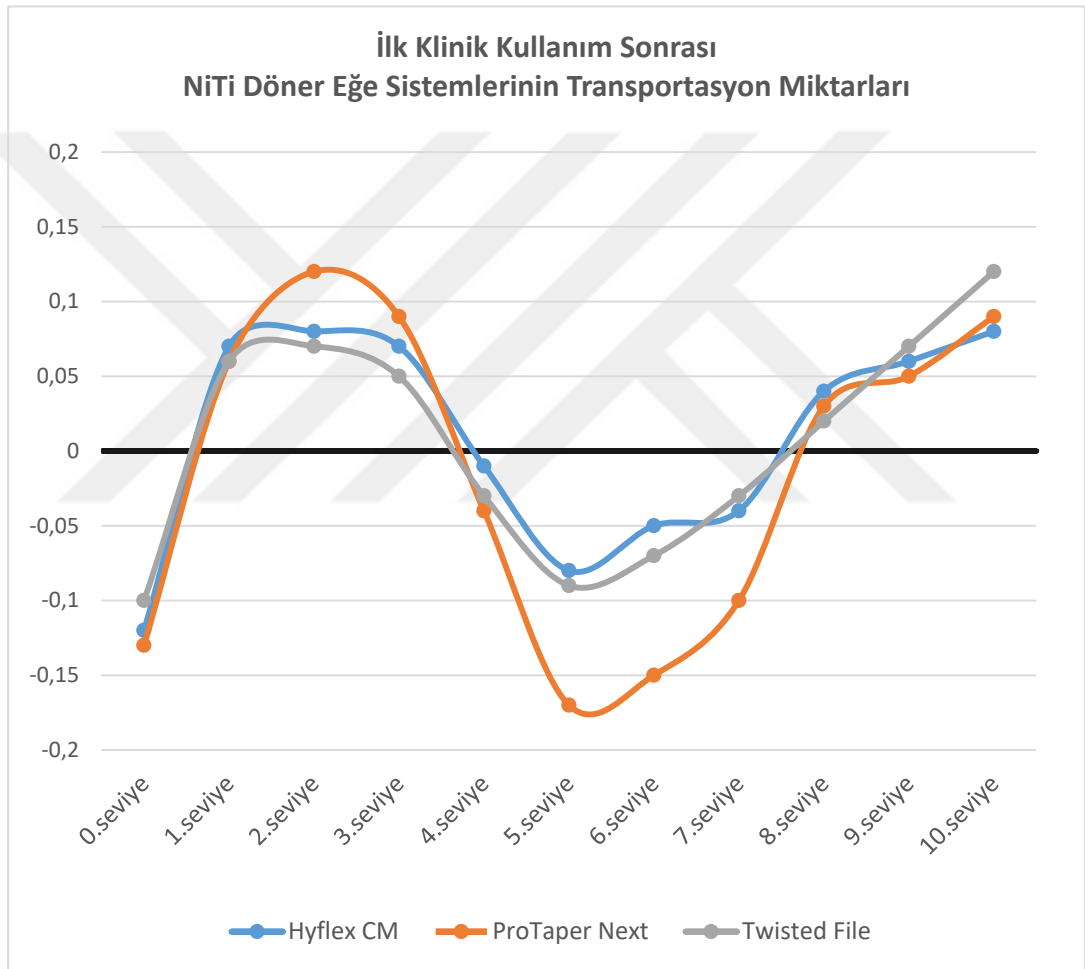
Transportasyon miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
<b>0.seviye</b>	0,12±0,05	0,13±0,03	0,10±0,06	0,319
<b>1.seviye</b>	0,07±0,02	0,06±0,01	0,06±0,02	0,651
<b>2.seviye</b>	0,08±0,03	0,12±0,03	0,07±0,03	<b>0,003</b>
<b>3.seviye</b>	0,07±0,03	0,09±0,04	0,05±0,02	<b>0,043</b>
<b>4.seviye</b>	0,01±0,01	0,04±0,02	0,03±0,02	<b>0,002</b>
<b>5.seviye</b>	0,08±0,03	0,17±0,03	0,09±0,04	<b>0,0001</b>
<b>6.seviye</b>	0,05±0,02	0,15±0,04	0,07±0,03	<b>0,0001</b>
<b>7.seviye</b>	0,04±0,03	0,10±0,02	0,03±0,03	<b>0,0001</b>
<b>8.seviye</b>	0,04±0,03	0,03±0,02	0,02±0,02	0,366
<b>9.seviye</b>	0,06±0,04	0,05±0,03	0,07±0,08	0,782
<b>10.seviye</b>	0,08±0,03	0,09±0,02	0,12±0,08	0,159

Tablo 12. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

İlk klinik kullanım sonrası 2., 3., 5., 6. ve 7. seviyelerde istatistiksel olarak en yüksek transportasyon miktarı ProTaper Next grubunda görülürken Hyflex CM ve Twisted File grubu arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

4. seviyede Hyflex CM grubu istatistiksel olarak en düşük transportasyon miktarına sahipken, ProTaper Next ve Twisted File grupları arasında anlamlı bir farklılık yoktur.

0., 1., 8., 9. ve 10. seviyelerde ise gruplar arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Şekil 33).



Şekil 33. İlk klinik kullanım sonrası NiTi döner eğme sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

#### 4.1.3.2. İkinci klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

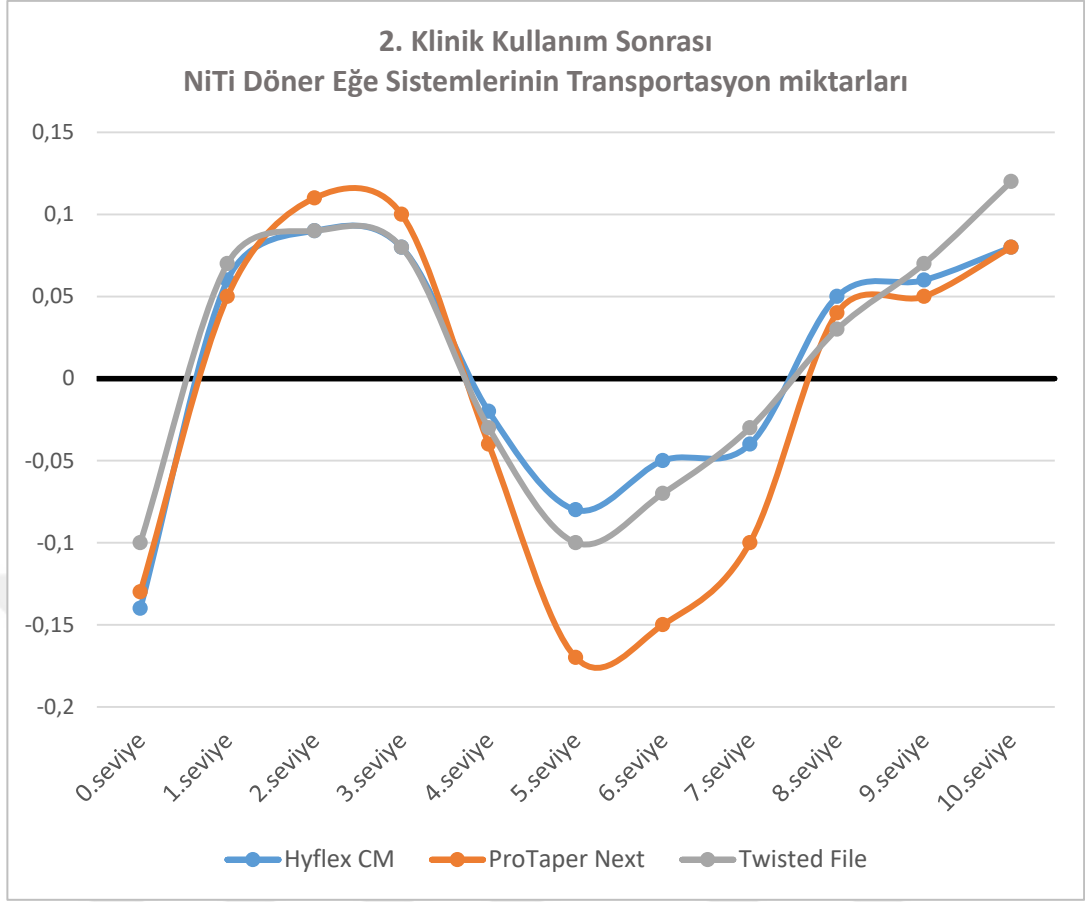
Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin 2. klinik kullanım sonrası seviyelere göre transportasyon miktarları tablo 13'te gösterilmektedir.

Transportasyon miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
<b>0.seviye</b>	0,14±0,06	0,13±0,04	0,10±0,01	<i>0,065</i>
<b>1.seviye</b>	0,06±0,02	0,05±0,02	0,07±0,02	<i>0,320</i>
<b>2.seviye</b>	0,09±0,02	0,11±0,02	0,09±0,03	<b><i>0,036</i></b>
<b>3.seviye</b>	0,08±0,03	0,10±0,01	0,08±0,03	<i>0,106</i>
<b>4.seviye</b>	0,02±0,02	0,04±0,01	0,03±0,02	<b><i>0,018</i></b>
<b>5.seviye</b>	0,08±0,03	0,17±0,04	0,10±0,02	<b><i>0,0001</i></b>
<b>6.seviye</b>	0,05±0,03	0,15±0,02	0,07±0,03	<b><i>0,0001</i></b>
<b>7.seviye</b>	0,04±0,02	0,10±0,02	0,03±0,02	<b><i>0,0001</i></b>
<b>8.seviye</b>	0,05±0,04	0,04±0,03	0,03±0,03	<i>0,308</i>
<b>9.seviye</b>	0,06±0,04	0,05±0,01	0,07±0,05	<i>0,590</i>
<b>10.seviye</b>	0,08±0,04	0,08±0,02	0,12±0,05	<i>0,056</i>

Tablo 13. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarları

İkinci klinik kullanım sonrası 2., 4., 5., 6. ve 7. seviyelerde ProTaper Next eğe sistemi istatistiksel olarak en yüksek transportasyon miktarına sahipken, Hyflex CM ve Twisted File grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

0., 1., 3., 8., 9. ve 10. seviyelerde ise üç grup arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Şekil 34).



Şekil 34. İkinci klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

#### 4.1.3.3. Üçüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner ege sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner ege sistemlerinin 3. klinik kullanım sonrası seviyelere göre transportasyon miktarları tablo 14'te gösterilmektedir.

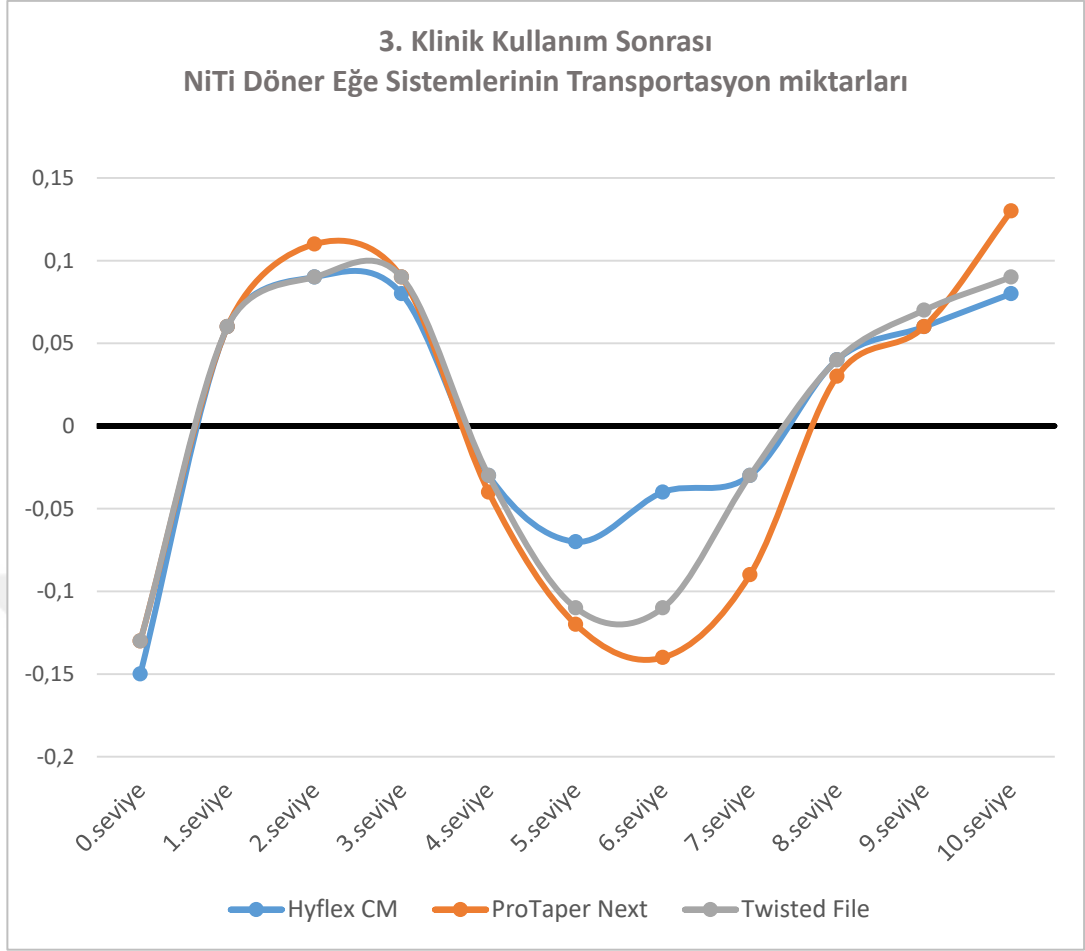
Transportasyon miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
<b>0.seviye</b>	0,15±0,04	0,13±0,03	0,13±0,03	0,208
<b>1.seviye</b>	0,06±0,02	0,06±0,04	0,06±0,02	0,952
<b>2.seviye</b>	0,09±0,02	0,11±0,01	0,09±0,02	<b>0,046</b>
<b>3.seviye</b>	0,08±0,03	0,09±0,03	0,09±0,02	0,366
<b>4.seviye</b>	0,03±0,02	0,04±0,02	0,03±0,01	0,169
<b>5.seviye</b>	0,07±0,04	0,12±0,03	0,11±0,04	<b>0,008</b>
<b>6.seviye</b>	0,04±0,02	0,14±0,02	0,11±0,02	<b>0,0001</b>
<b>7.seviye</b>	0,03±0,02	0,09±0,02	0,03±0,03	<b>0,0001</b>
<b>8.seviye</b>	0,04±0,03	0,03±0,02	0,04±0,03	0,601
<b>9.seviye</b>	0,06±0,04	0,06±0,04	0,07±0,03	0,782
<b>10.seviye</b>	0,08±0,05	0,13±0,05	0,09±0,03	0,081

Tablo 14. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner ege sistemlerinin transportasyon miktarları

Üçüncü klinik kullanım sonrası 2. ve 7. seviyelerde Hyflex CM ve Twisted File grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak, bu seviyelerde ProTaper Next grubu Hyflex CM ve Twisted File grubundan istatistiksel olarak daha yüksek transportasyon miktarına sahiptir.

5. ve 6. seviyelerde ise istatistiksel olarak en düşük transportasyon miktarı Hyflex CM grubuna aittir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur.

0., 1., 3., 4., 8., 9. ve 10. seviyelerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Şekil 35).



Şekil 35. Üçüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması



#### 4.1.3.4. Dördüncü klinik kullanım sonrası farklı NiTi döner ege sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız NiTi döner ege sistemlerinin 4. klinik kullanım sonrası seviyelere göre transportasyon miktarları tablo 15'te gösterilmektedir.

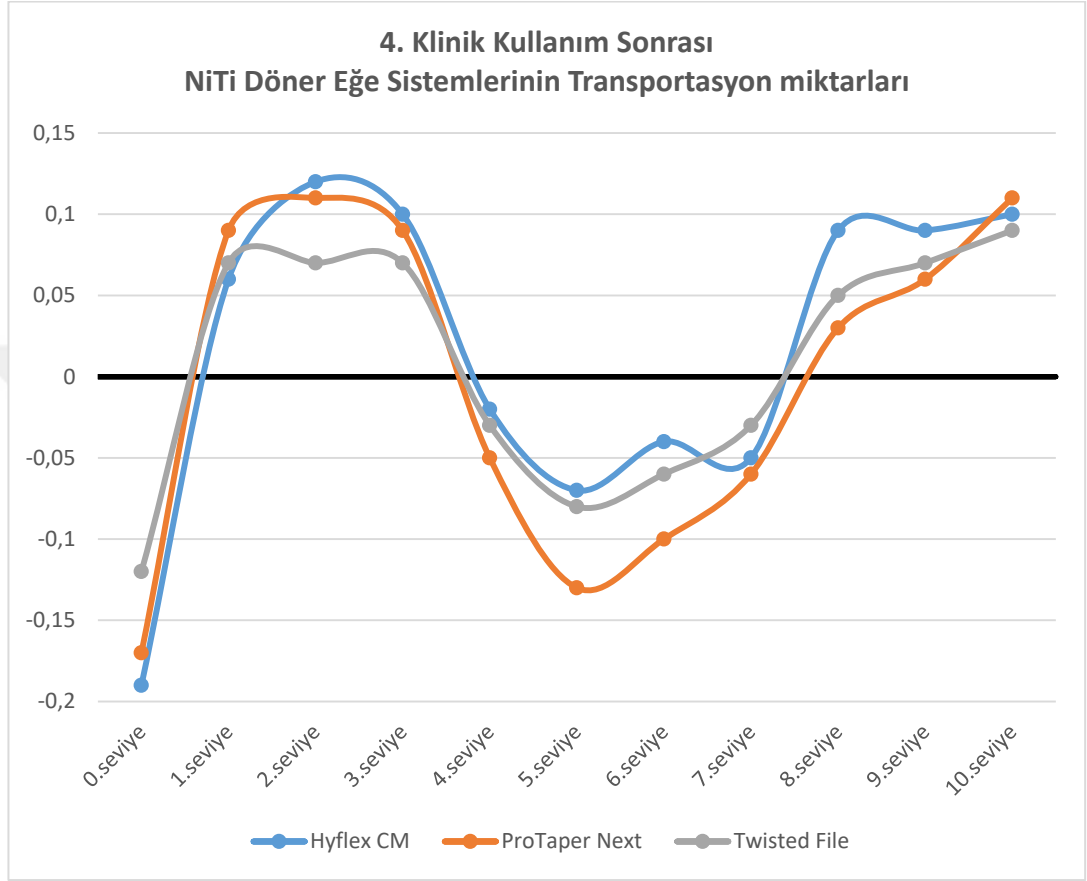
Transportasyon miktarı	Hyflex CM	ProTaper Next	Twisted File	<i>p</i>
<b>0.seviye</b>	0,19±0,09	0,17±0,04	0,12±0,02	<b>0,0001</b>
<b>1.seviye</b>	0,06±0,04	0,09±0,03	0,07±0,02	0,072
<b>2.seviye</b>	0,12±0,06	0,11±0,04	0,07±0,02	<b>0,020</b>
<b>3.seviye</b>	0,10±0,03	0,09±0,04	0,07±0,02	0,057
<b>4.seviye</b>	0,02±0,02	0,05±0,02	0,03±0,01	<b>0,004</b>
<b>5.seviye</b>	0,07±0,04	0,13±0,04	0,08±0,01	<b>0,002</b>
<b>6.seviye</b>	0,04±0,03	0,10±0,04	0,06±0,02	<b>0,0001</b>
<b>7.seviye</b>	0,05±0,03	0,06±0,02	0,03±0,02	<b>0,007</b>
<b>8.seviye</b>	0,09±0,06	0,03±0,01	0,05±0,03	<b>0,018</b>
<b>9.seviye</b>	0,09±0,07	0,06±0,06	0,07±0,03	0,441
<b>10.seviye</b>	0,10±0,07	0,11±0,07	0,09±0,04	0,595

Tablo 15. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner ege sistemlerinin transportasyon miktarları

Dördüncü klinik kullanım sonrası 0., 6. ve 8. seviyelerde tüm grupların transportasyon miktarı istatistiksel olarak birbirinden farklıdır. En yüksek değer 0. ve 8. seviyelerde Hyflex CM grubu iken 6. seviyede ProTaper Next grubudur. En düşük değer ise 0. seviyede Twisted File, 6. seviyede Hyflex CM ve 8.seviyede ProTaper Next grubudur.

2., 4., 5. ve 7. seviyelerde ise Hyflex CM ve ProTaper Next grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak, Twisted File grubunun diğer gruplardan daha düşük transportasyon miktarına sahip olduğu saptanmıştır.

1., 3., 9. ve 10. seviyelerde ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (Şekil 36).



Şekil 36. Dördüncü klinik kullanım sonrası NiTi döner eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

#### 4.1.4. S-şekilli yapay kanalda meydana gelen transportasyonun yönü

Kullandığımız tüm NiTi döner eğe sistemlerinde 0., 4., 5., 6. ve 7. seviyelerde transportasyon yönünün dışa doğru, diğer seviyelerde ise içe doğru olduğu gözlenmiştir.

#### 4.1.5. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner sistemlerin transportasyon miktarlarına etkisi

##### 4.1.5.1. Hyflex CM

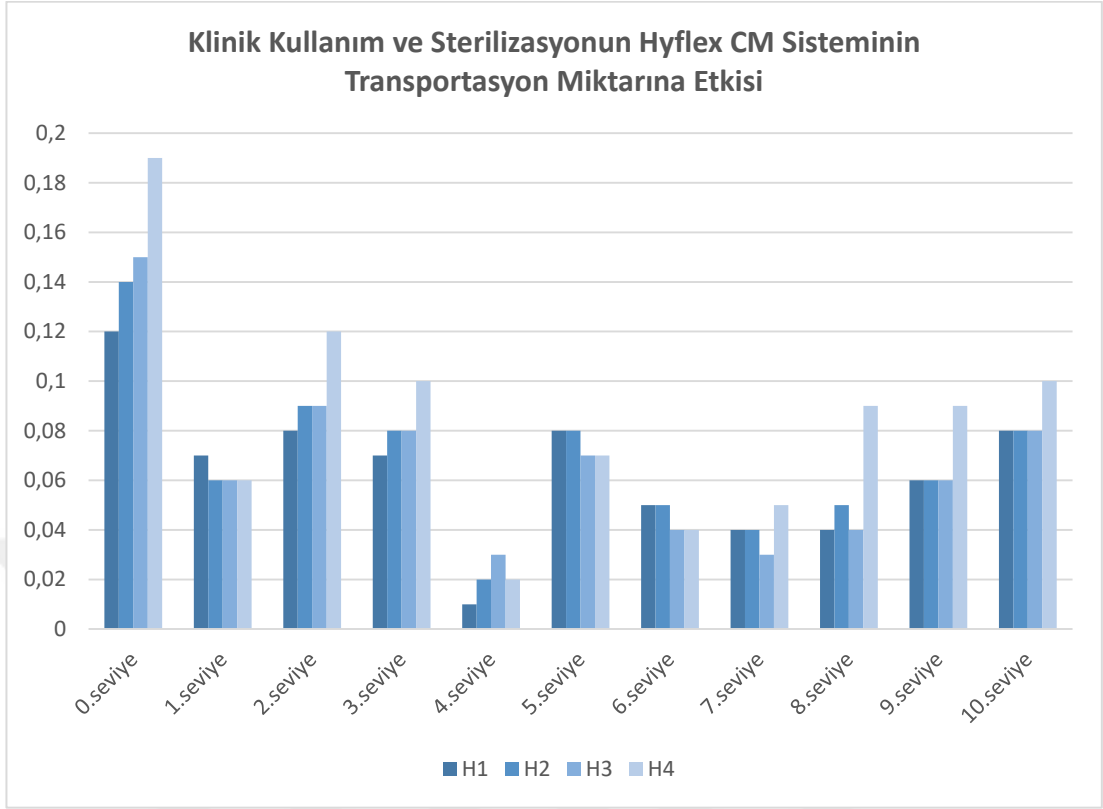
Çalışmamızda kullandığımız Hyflex CM sisteminin klinik kullanım sayısına göre transportasyon miktarları tablo 16’da gösterilmektedir.

Hyflex CM	H1	H2	H3	H4	<i>p</i>
0.seviye	0,12±0,05	0,14±0,06	0,15±0,04	0,19±0,09	<b>0,001</b>
1.seviye	0,07±0,02	0,06±0,02	0,06±0,02	0,06±0,04	0,349
2.seviye	0,08±0,03	0,09±0,02	0,09±0,02	0,12±0,06	0,407
3.seviye	0,07±0,03	0,08±0,03	0,08±0,03	0,10±0,03	0,200
4.seviye	0,01±0,01	0,02±0,02	0,03±0,02	0,02±0,02	0,129
5.seviye	0,08±0,03	0,08±0,03	0,07±0,04	0,07±0,04	0,592
6.seviye	0,05±0,02	0,05±0,03	0,04±0,02	0,04±0,03	0,819
7.seviye	0,04±0,03	0,04±0,02	0,03±0,02	0,05±0,03	0,275
8.seviye	0,04±0,03	0,05±0,04	0,04±0,03	0,09±0,06	0,050
9.seviye	0,06±0,04	0,06±0,04	0,06±0,04	0,09±0,07	0,621
10.seviye	0,08±0,03	0,08±0,04	0,08±0,05	0,10±0,07	0,898

Tablo 16. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin transportasyon miktarına etkisi

0. seviyede, kullanım sayısı arttıkça Hyflex CM grubunun transportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı gözlenmiştir.

Diğer tüm seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça transportasyon miktarının istatistiksel olarak değişmediği saptanmıştır (Şekil 37).



Şekil 37. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Hyflex CM sisteminin transportasyon miktarına etkisi

#### 4.1.5.2. ProTaper Next

Çalışmamızda kullandığımız ProTaper Next sisteminin klinik kullanım sayısına göre tranportasyon miktarları tablo 17’de gösterilmektedir.

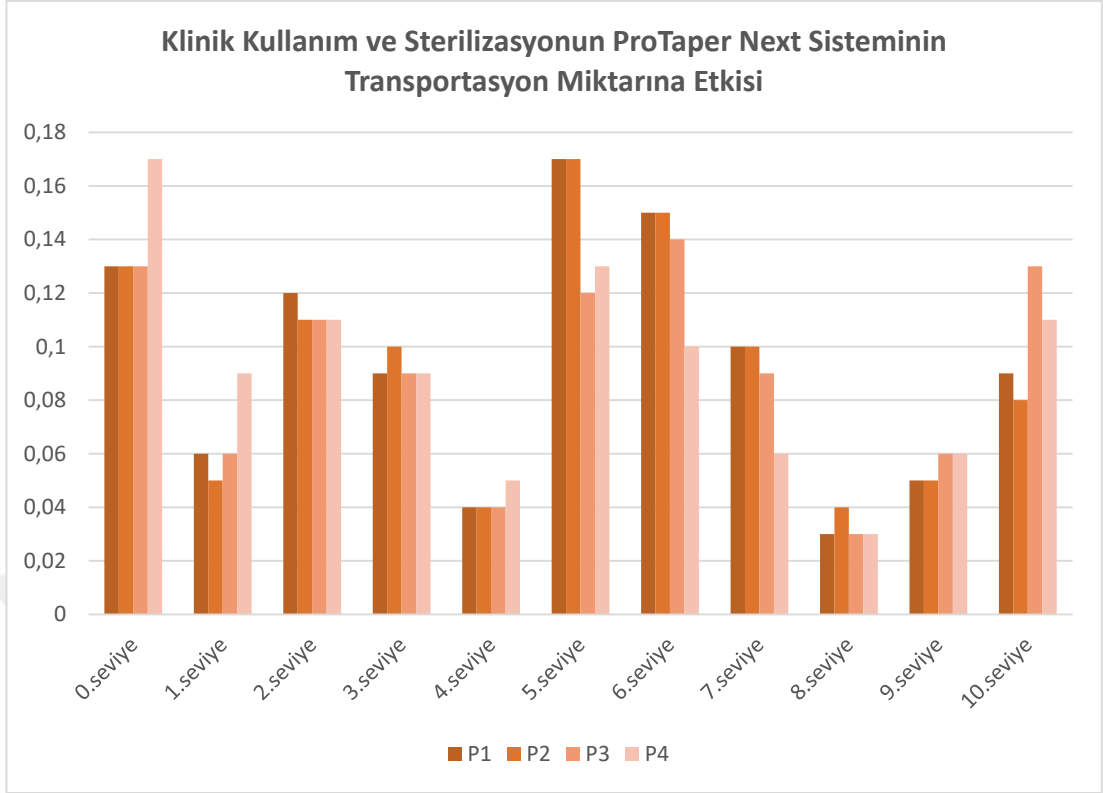
ProTaper Next	P1	P2	P3	P4	<i>p</i>
0.seviye	0,13±0,03	0,13±0,04	0,13±0,03	0,17±0,04	0,141
1.seviye	0,06±0,01	0,05±0,02	0,06±0,04	0,09±0,03	0,027
2.seviye	0,12±0,03	0,11±0,02	0,11±0,01	0,11±0,04	0,767
3.seviye	0,09±0,04	0,10±0,01	0,09±0,03	0,09±0,04	0,636
4.seviye	0,04±0,02	0,04±0,01	0,04±0,02	0,05±0,02	0,694
5.seviye	0,17±0,03	0,17±0,04	0,12±0,03	0,13±0,04	0,033
6.seviye	0,15±0,04	0,15±0,02	0,14±0,02	0,10±0,04	0,055
7.seviye	0,10±0,02	0,10±0,02	0,09±0,02	0,06±0,02	0,007
8.seviye	0,03±0,02	0,04±0,03	0,03±0,02	0,03±0,01	0,659
9.seviye	0,05±0,03	0,05±0,01	0,06±0,04	0,06±0,06	0,965
10.seviye	0,09±0,02	0,08±0,02	0,13±0,05	0,11±0,07	0,214

Tablo 17. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin tranportasyon miktarına etkisi

1. seviyede kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next sisteminin tranportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı gözlenmiştir.

5. ve 7. seviyelerde kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next sisteminin tranportasyon miktarının istatistiksel olarak azaldığı bulunmuştur.

0., 2., 3., 4., 6., 8., 9. ve 10. seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next sisteminin tranportasyon miktarının istatistiksel olarak değişmediği saptanmıştır (Şekil 38).



Şekil 38. Klinik kullanım ve sterilizasyonun ProTaper Next sisteminin  
transportasyon miktarına etkisi

#### 4.1.5.3. Twisted File

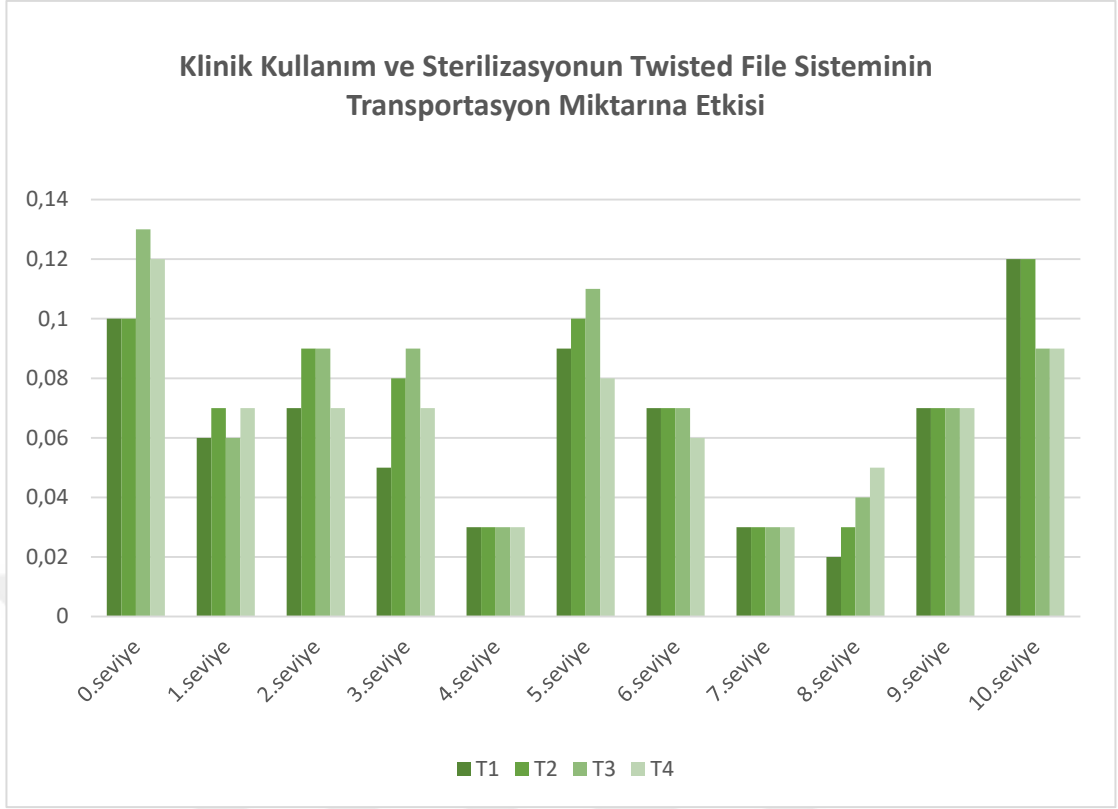
Çalışmamızda kullandığımız Twisted File sisteminin klinik kullanım sayısına göre transportasyon miktarları tablo 18’de gösterilmektedir.

Twisted File	T1	T2	T3	T4	<i>p</i>
0.seviye	0,10±0,06	0,10±0,01	0,13±0,03	0,12±0,02	<b>0,031</b>
1.seviye	0,06±0,02	0,07±0,02	0,06±0,02	0,07±0,02	0,761
2.seviye	0,07±0,03	0,09±0,03	0,09±0,02	0,07±0,02	0,133
3.seviye	0,05±0,02	0,08±0,03	0,09±0,02	0,07±0,02	<b>0,009</b>
4.seviye	0,03±0,02	0,03±0,02	0,03±0,01	0,03±0,01	0,989
5.seviye	0,09±0,04	0,10±0,02	0,11±0,04	0,08±0,01	0,372
6.seviye	0,07±0,03	0,07±0,03	0,11±0,02	0,06±0,02	0,059
7.seviye	0,03±0,03	0,03±0,02	0,03±0,03	0,03±0,02	0,844
8.seviye	0,02±0,02	0,03±0,03	0,04±0,03	0,05±0,03	0,428
9.seviye	0,07±0,08	0,07±0,05	0,07±0,03	0,07±0,03	0,728
10.seviye	0,12±0,08	0,12±0,05	0,09±0,03	0,09±0,04	0,485

Tablo 18. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin transportasyon miktarına etkisi

0. ve 3. seviyelerde kullanım sayısı arttıkça Twisted File sisteminin transportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı saptanmıştır.

Diğer seviyelerde ise kullanım sayısı arttıkça Twisted File sisteminin transportasyon miktarının istatistiksel olarak değişmediği gözlenmiştir (Şekil 39).



Şekil 39. Klinik kullanım ve sterilizasyonun Twisted File sisteminin transportasyon miktarına etkisi

#### 4.1.6. Kanal aleti kırılma oranı

Şekillendirme etkinliği deneyi boyunca kullandığımız eğelerin hiçbirinde kırılma meydana gelmemiştir.



## 4.2. Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları

### 4.2.1. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması

Çalışmamızda kontrol ve deney grubunda yapay kanalda kullanılan NiTi döner eğe sistemlerinin kırılıncaya kadarki tur sayıları tablo 19’da gösterilmektedir.

Tur Sayısı (Ortalama±SS)	Kontrol grubu	Deney grubu	<i>p</i>
<b>Hyflex CM</b>	669,1±85,6	625,6±99,6	0,678
<b>ProTaper Next</b>	411,0±35,6	406,9±26,9	0,775
<b>Twisted File</b>	850,6±80,2	846,3±86,0	0,909
<i>p</i>	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>	

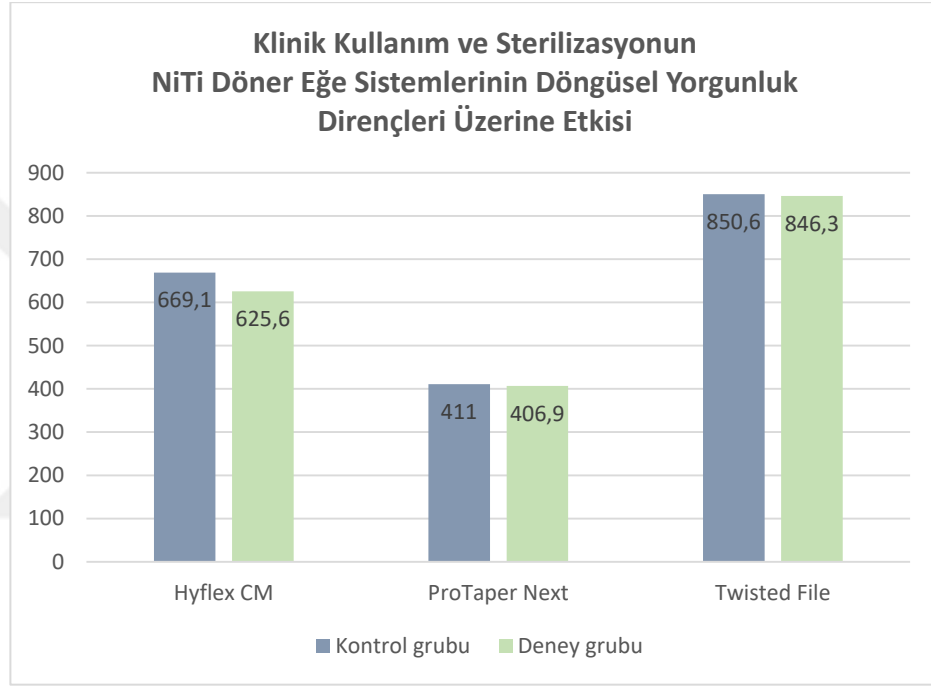
Tablo 19. Kontrol ve deney grubundaki NiTi döner eğe sistemlerinin kırılıncaya kadarki tur sayıları

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda kontrol grubunda kullandığımız NiTi döner eğe sistemlerinin kırılıncaya kadarki tur sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. Twisted File döner eğe sistemi kırılmaya karşı en dirençli grup iken, ProTaper Next grubunun ise döngüsel yorgunluk direncinin en az olduğu gözlemlendi.

Deney grubunda da kullandığımız NiTi döner sistemlerin kırılıncaya kadarki tur sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. Kontrol grubuna benzer şekilde kırılıncaya kadarki tur sayısı en yüksek Twisted File grubunda gözlenirken, en az tur sayısına sahip grup ProTaper Next sistemiydi.

#### 4.2.2. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkisinin karşılaştırılması

Klinik kullanım ve sterilizasyonun döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, kontrol ve deney grubundaki döner eğe sistemlerinin kırılıncaya kadarki tur sayıları karşılaştırılmıştır ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (Tablo 19, Şekil 40).



Şekil 40. Klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkisinin karşılaştırılması

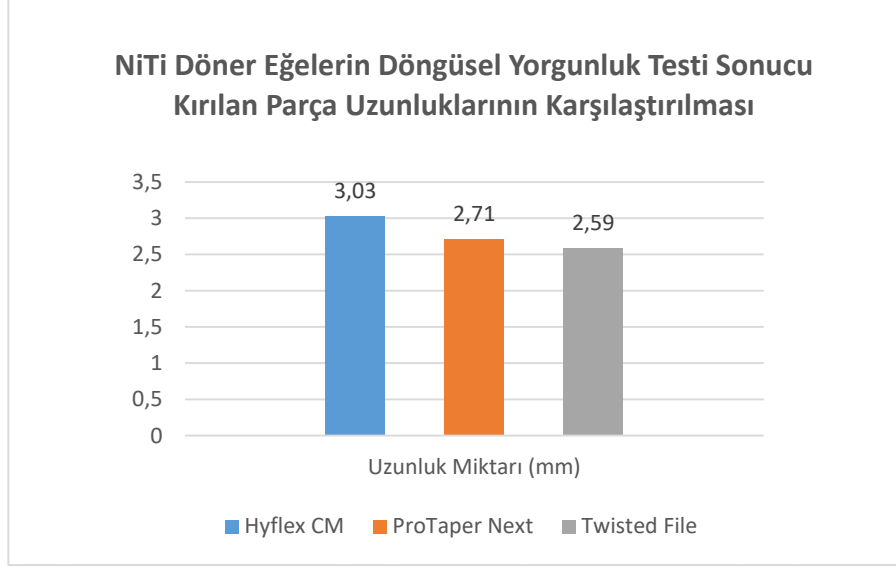
#### 4.2.3. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluklarının karşılaştırılması

Çalışmamızda NiTi döner eğeler döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuştur ve bu test sonucu kırılan parçaların uzunluğu ölçülmüştür. Çalışmamızda kontrol grubunda kullanılan NiTi döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunlukları tablo 20’de gösterilmektedir.

Uzunluk (mm)	Kontrol Grubu	
	Ortalama±SS	Min-Max
Hyflex CM	3,03±0,1	2,8-3,3
ProTaper Next	2,71±0,2	2,4-3,1
Twisted File	2,59±0,2	2,3-3,0
<i>p</i>	<i>0,0001</i>	

Tablo 20. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunlukları

Yapılan analizler sonucunda istatistiksel olarak Hyflex CM grubunun kırılan parça uzunluğunun diğer gruplara göre daha yüksek olduğu gözlemlendi. Kırılan parça uzunluğu açısından ProTaper Next ve Twisted File grupları arasında ise anlamlı bir farklılık bulunamadı (Şekil 41).



Şekil 41. NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluklarının karşılaştırılması

Deney grubunda ise eğelerin tümü farklı seviyelerden kırılmıştır. Bu nedenle deney grubundaki NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunlukları ve klinik kullanım ve sterilizasyonun döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluğuna etkisi istatistiksel olarak değerlendirilmemiştir.

## 5. TARTIŞMA

Başarılı bir endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri, kök kanal sisteminin biyomekanik olarak şekillendirilmesidir. Kök kanalını apikalden koronale konik bir formda genişletirken orijinal kanal morfolojisini koruyarak kök kanalının debridmanını sağlamak şekillendirmenin en büyük hedefidir. Orijinal kök kanal formundaki değişim, şekillendirilmeyen ve doldurulamayan kanal boşluğuna neden olduğu için başarılı kanal tedavisi şansını azaltır (Abou-Rass ve ark., 1980; Al-Sudani ve Al-Shahrani, 2006). Özellikle eğri kök kanallarının preparasyonu sırasında orijinal kanal şeklinin korunması ve kanal hatalarından kaçınılması oldukça zordur. Döner NiTi eğelerin daha esnek olması eğri kök kanallarını paslanmaz çelik eğelerden daha etkili şekillendirmelerine ve orijinal kanal anatomisinin korunmasını sağlamaktadır (Walia ve ark., 1988; Hulsmann ve ark., 2005). Ancak NiTi enstrümanlar prosedürel hataları azaltabilmesine rağmen; halen kök kanalında transportasyon oluşturmayan bir kök kanal aleti yoktur (Hulsmann ve ark., 2005; Bürklein ve Schafer, 2013).

Eğimli kanallarda uygulanan tüm şekillendirme tekniklerinin değişik derecelerde transportasyon yaratma eğilimi vardır (Peters, 2004; Abou-Rass ve ark., 1980; Weine ve ark., 1975). Ancak çoğu vakada kök kanal anatomisi daha da karmaşıktır. Birden fazla pozisyon ve düzlemdeki eğimler (Schilder, 1974; Peters, 2004; Cunningham ve Senia, 1992; Hess, 1921; Willershausen ve ark., 2006) basamak, zip, dirsek, perforasyon gibi ciddi prosedürel hatalara neden olabilir. Özellikle S-şekilli kanalların preparasyonu hala büyük bir problemdir (Yang ve ark., 2006; Yoshimine ve ark., 2005; Zhang ve ark., 2008). S-şekilli kök kanallarının klinikte nadir görüldüğü düşünülmektedir. Fakat S-şekilli kanalların bulunma sıklığı maksiller molarların distobukkal köklerinde %30-40 ve mandibular molarların mezial köklerinde %35-59 olarak bildirilmiştir (Schafer ve ark., 2002). Bununla birlikte S-şekilli kanallar her zaman klinik koşullar altında radyografik görüntülerde saptanamayabilir (Cunningham ve Senia, 1992; Kartal ve Cimilli, 1997). S-şekilli kanalları araştırırken rezin blokların kullanımı çok önemlidir. Çünkü kanal uzunluğu, her iki eğimin açısı ve yarıçapı, kanalın genişliği bakımından benzer S-şekilli kanallara sahip çekilmiş dişlerin bulunması neredeyse imkansızdır (Saleh ve ark., 2015). Dental literatür, NiTi döner enstrümanların şekillendirme etkinliğine odaklanan çalışmalar açısından

zengindir. Ancak NiTi döner aletler ile S-şekilli kök kanallarının şekillendirilmesi hakkında sınırlı bilgi bulunmaktadır (Yang ve ark., 2006; Yoshimine ve ark., 2005; Zhang ve ark., 2008). Bu nedenle çalışmamız NiTi döner alet sistemlerinin S-şekilli kanallardaki şekillendirme etkinliklerini araştırmak üzere planlanmıştır.

Çeşitli kök kanal eğelerinin ve preparasyon tekniklerinin şekillendirme etkinliklerini değerlendiren çalışmalarda çekilmiş dişler veya şeffaf akrilik rezin bloklar kullanılmıştır. Bu çalışmalarda deney materyalinin mikrosertliği önemlidir (Craig ve ark., 1959). Pulpa boşluğuna komşu dentinin mikrosertliği 35-40 kg/mm<sup>2</sup> iken, rezin materyalinin mikrosertliği 20-22 kg/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür. (Weine ve ark., 1975; Eldeeb ve Boraas, 1985; Spyropoulos ve ark., 1987; Miserendino ve ark., 1988). Bu nedenle, çekilmiş dişte dentinin uzaklaştırılabilmesi için rezin bloklara göre iki kat fazla kuvvet uygulamak gerekmektedir (Lim ve Webber, 1985). Ancak, akrilik blokların mikrosertliği standart iken dentin mikrosertliğinin kanalın farklı bölgelerinde ve dişler arasında değişiklik göstermesi doğal dişlerin bu konudaki dezavantajıdır.

Farklı ege sistemlerinin şekillendirme yeteneğini karşılaştıran çalışmalarda deneysel koşulların standardizasyonu bir diğer önemli husustur. Çekilmiş diş kullanılan çalışmalarda, dişlerin anatomik çeşitliliği nedeniyle standardizasyonu korumak çok zordur. Doğal dişlerde kök kanal boyu, genişliği, dentin sertliği, düzensiz kalsifikasyonlar yada pulpa taşları, apikal konstriksiyonun yeri ve büyüklüğü, kanal eğiminin açısı, yarıçapı ve lokasyonu çeşitlilik göstermektedir. Akrilik rezin bloklar ise dentin sertliği, kanal boyu, kanal genişliği, kanal eğiminin derecesi, lokasyonu ve açısı bakımından standardizasyon sağlamaktadır. Dummer ve ark. (1989) ile Peters ve ark. (2001) çekilmiş dişlerde görülen anatomik varyasyonlar nedeniyle şeffaf akrilik bloklarda yapılan çalışmaların daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, akrilik rezin bloklarda yapay kanallar görülebilir olduğu için preparasyon öncesi ve sonrası elde edilen dijital görüntüler bilgisayar programlarında süperpoze edilerek kök kanalının herhangi bir noktasındaki transportasyon, çekilmiş dişlere göre daha kolay bir şekilde ölçülebilmektedir (Hulsmann ve ark., 2005).

Şeffaf akrilik blokların preparasyonu sırasında sürtünmeden kaynaklanan ısı rezinde yumuşama ve erimeye neden olabilmektedir (Thompson ve Dummer, 1997; Bauman ve Roth; 1999). Ayrıca rezin ve dentin talaşlarının büyüklüklerinin aynı

olmadığı rapor edilmiştir. Bu durumlar rezin kanallarda debris uzaklaştırılmasının daha zor olmasına ve apikal kök kanalının tıkanmasına neden olabilir. (Weine ve ark., 1975; Lim ve Webber, 1985). Bu nedenle, çalışma zamanı ve güvenliği konusunda rezin bloklardaki çalışmaların sonucu, klinik sonuçları karşılamayabilir (Hulsmann ve ark., 2005). Fakat, çeşitli çalışmalarda doğal dişler ve akrilik bloklarda yapılan şekillendirme etkinliği testi sonuçlarının benzer olduğu gösterilmiş ve akrilik blokların alternatif deney materyali olarak kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir (Coleman ve ark., 1996; Thompson ve Dummer, 1997; Thompson ve Dummer, 1998; Coleman ve Svec, 1997; Ahmad, 1989; Bryant ve ark., 1998; Bryant ve ark., 1999). Coleman ve ark. (1996) NiTi ve paslanmaz çelik esaslı kanal aletlerinin şekillendirme yeteneklerini önce doğal dişleri, 1 yıl sonra ise akrilik rezin blokları kullanarak değerlendirmiş ve benzer sonuçlar elde etmişlerdir.

Şeffaf akrilik blokların mikrosertliğinin ve anatomik özelliklerinin standart olması, enfeksiyon kontrolünün gerekmemesi (West ve ark., 1994), preparasyon işlemi sırasında kanalın gözlemlenebilmesine olanak tanınması, şeffaf akrilik bloklarla yapılan çalışmaların çekilmiş dişlerde tekrarlandığında benzer sonuçlar alındığının bildirilmesi, çalışmamızın S-şekilli kanallarda yapılmak üzere planlanması nedeniyle şekillendirme etkinliği testi aşamasında şeffaf akrilik rezin bloklar kullanılmıştır.

Araştırmacılar preparasyon tekniklerinin ve kanal aletlerinin etkinliklerini karşılaştırmak amacıyla günümüze kadar değişik yöntemler kullanmışlardır. Bramente ve ark. (1987) preparasyon öncesi akriliğe gömülen dişlerin istenilen seviyelerde horizontal kesitlerini alarak preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerini değerlendirmiştir. Garip ve ark. (2001) ise ilk defa bilgisayarlı tomografi ile akrilik blokların şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerini almış ve Bramente tekniğindeki gibi horizontal kesitlerdeki farklılıkları değerlendirmiştir. Günümüzde ise rezin bloklar üzerinde yapılan çalışmalarda daha çok blokların şekillendirme öncesi ve sonrası dijital fotoğraf makinası ile meziodistal yönde görüntülenmesi tekniği ya da Mikro-CT cihazı kullanılmaktadır.

Mikro-CT tekniği ile kök kanallarının morfolojisi ve enstrümantasyon sonrası kök kanalındaki değişiklikler üç boyutlu olarak incelenebilmektedir. (Nielsen ve ark., 1995; Jung ve ark., 2005). Şekillendirme etkinliği çalışmalarında Mikro-CT ile kök

kanalının hacmindeki ve yüzey alanındaki farklılıkları analiz etmek mümkündür (Ounsi ve ark., 2011; Dowker ve ark., 1997). Tüm olumlu özelliklerine rağmen literatürde rezin blokların Mikro-CT cihazı ile görüntülenerek şekillendirme etkinliğinin analiz edildiği çalışmalar sınırlıdır. Çünkü Mikro-CT kullanımında teknisyenin harcadığı zaman, tarama ve görüntüleri analiz eden yazılımın maliyeti dezavantaj oluşturmaktadır (Nielsen ve ark., 1995; Jung ve ark., 2005; Swain ve ark., 2009).

Bizim çalışmamızda ise akrilik blokları meziodistal yönde dijital görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız deney düzeneği sayesinde, akrilik blokların ve fotoğraf makinasının sabit bir pozisyonda durması sağlanmış, şekillendirme öncesi ve sonrasında standart şekilde dijital görüntüleri alınmıştır. Elde edilen görüntüler bilgisayar programı sayesinde karşılaştırılarak analizleri yapılmıştır. Bu tekniğin kullanımı kolay, maliyeti azdır ve kök kanalındaki geometrik değişikliklerle ilgili bilgi verir. Fakat, hacim değişiklikleriyle ilgili üç boyutlu bilgi verme kapasitesi yoktur (Ounsi ve ark., 2011). Buna rağmen, literatürde S-şeklinde kanala sahip rezin bloklarda yapılan şekillendirme etkinliği çalışmalarının çoğunda bu yöntem kullanılmıştır (Yoshimine ve ark., 2005; Bonaccorso ve ark., 2009; Ersev ve ark., 2010; Madureira ve ark., 2010; Burroughs ve ark., 2012; Ajuz ve ark., 2013; Bürklein ve ark., 2014; Hiran-us ve ark., 2015; Saleh ve ark., 2015; Wu ve ark., 2015; Özyürek ve ark., 2017).

Eğri kanalların preparasyonu sonrasında eğelerin orijinal formuna dönmesini sağlayan şekil hafızası özelliği, eğri kanalın preparasyonu sırasında da etkindir. Kök kanal sistemini şekillendirme sırasındaki konvansiyonel NiTi döner aletlerin orijinal forma geri dönme eğilimi kanal transportasyonuna sebep olmaktadır (Nagaraja ve Sreenivasa Murthy, 2010; Abou-Rass ve ark., 1982; Ozer, 2011). Bu nedenle, klinik şartlar altında daha esnek NiTi alaşımlar üretebilmek için farklı termomekanik işlem prosedürleri geliştirilmiştir. Çalışmamızda ise farklı termomekanik işlemler ile üretilmiş üç farklı döner alet sisteminin şekillendirme etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu nedenle, Hyflex CM (controlled memory wire), Twisted File (R-faz) ve ProTaper Next (M-wire) döner sistem eğeleri kullanılmıştır.

Farklı kök kanal enstrümanlarının şekillendirme etkinliklerinin karşılaştırılması



sırasında, karşılaştırılan gruplarda kullanılan son eğelerin benzer apikal uç çapına sahip olması önemlidir (Bergmans ve ark., 2003). Çalışmamızda kullanılan tüm döner ege sistemlerinin son egesi 0,25 mm apikal çapa ve 0.06 konikliğe sahiptir. Şekillendirme işlemi sırasında akrilik bloklardaki yapay kanallar ISO 15 apikal foramen boyutu ve 0.02 konikliğe sahip olduğu için el eğeleri ile ön genişletme yapılmamıştır. Ayrıca kanalların girişleri geniş olduğu için koronal üçlünün şekillendirilmesi için başlangıç egesi kullanılmamış ve her ege sisteminde 25.06 genişliğe ulaşabilmek için 2 ege kullanılmıştır. ProTaper Next ve Twisted File grubunda eğeler üretici firmanın önerisine göre seçilmiştir. Hyflex CM grubunda ise kullanılan eğeler ve eğelerin sırası Zhao ve ark. (2013) ile Kumar ve ark.'nın (2013) çalışmasına göre belirlenmiştir.

Çalışmamızda her egeinin kullanımından sonra 2 ml distile su ile irrigasyon yapılmış ve ISO 10 numaralı K-tipi ege ile şeffaf bloklardaki kanalların tıkalı olup olmadığı sürekli kontrol edilmiştir. Enfeksiyon kontrolü gerekmemesi (West ve ark., 1994), sodyum hipokloritin organik debrisleri çözmesi nedeniyle ve benzer çalışmalar örnek alınarak (Bonaccorso ve ark., 2009; Ersev ve ark., 2010; Burroughs ve ark., 2012; Bürklein ve ark., 2014; Hiran-us ve ark., 2015; Özyürek ve ark., 2017) irrigasyon ajanı olarak distile su seçilmiştir. Ayrıca, çalışmalarda sodyum hipokloritin NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerinde olumsuz etkisi olmadığı (O'Hoy ve ark., 2003; Pedulla ve ark., 2018; Uslu ve ark., 2018), çatlak ve korozyona neden olma ihtimalinin az olduğu (Darabara ve ark., 2004) ve mekanik özelliklerini olumsuz etkilemediği (Haikel ve ark., 1998) belirtilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda distile suyun kullanılmasının şekillendirme etkinliği ve döngüsel yorgunluk test sonuçlarını etkilemeyeceği düşünülmüştür. Akrilik blokların dezavantajını azaltmak ve prosedürel hataların oluşumunu önlemek için ise daha önceki çalışmalara benzer olarak NiTi döner eğeler lubrikant (EDTA jel) ile birlikte kullanılmıştır (Thompson ve Dummer, 1998; Bonaccorso ve ark., 2009; Ersev ve ark., 2010; Burroughs ve ark., 2012; Bürklein ve ark., 2014; Hiran-us ve ark., 2015).

Yapılan çalışmalarda, farklı NiTi döner ege sistemlerinin şekillendirme etkinliklerini değerlendirmek amacıyla sıklıkla kök kanalının farklı bölgelerinden uzaklaştırılan madde miktarı, toplam genişletme miktarı ve transportasyon miktarı gibi

parametreler kullanılmaktadır (Yoshimine ve ark., 2005; Bonaccorso ve ark., 2009; Ersev ve ark., 2010; Madureira ve ark., 2010; Burroughs ve ark., 2012; Ajuz ve ark., 2013; Bürklein ve ark., 2014; Hiran-us ve ark., 2015; Saleh ve ark., 2015; Wu ve ark., 2015; Özyürek ve ark., 2017). Bu nedenle çalışmamızda her kanal için, eğimin iç kısmından 11 ve dış kısmından 11 olmak üzere toplam 22 adet mesafe ölçülmüştür. Bu verilere göre toplam genişletme ve transportasyon miktarları hesaplanmıştır.

Çalışmamızda Hyflex CM, ProTaper Next ve Twisted File sistemlerinin S-şeklindeki yapay kanallarda şekillendirme etkinliği değerlendirilmiştir.

Genişletme miktarı tüm seviyelerde en yüksek ProTaper Next grubunda, en az Twisted File grubunda görülmüştür. Bunun sebebi ProTaper Next sisteminin dikdörtgen kesit şekline ve aktif kısmı boyunca değişken konikliğe sahip olması olabilir.

Transportasyon miktarı ise 2., 3., 5., 6. ve 7. seviyelerde istatistiksel olarak en yüksek ProTaper Next grubunda görülürken Hyflex CM ve Twisted File grubu arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. Bunun sebebi CM wire alaşımların şekil hafızası özelliği olmadığı için preparasyon sırasında kanal şeklini takip etmesi, Twisted File eğelerin ProTaper Next'e göre daha esnek olması (Elnaghy ve ark., 2014) ve Hyflex CM ve Twisted File sistemlerinin ProTaper Next'e göre daha konservatif preparasyon yapması olabilir. 4. seviyede Hyflex CM grubu istatistiksel olarak en düşük transportasyon miktarına sahipken, ProTaper Next ve Twisted File grupları arasında anlamlı bir farklılık yoktur. Diğer seviyelerde ise gruplar arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır.

Literatürde çalışmamızda kullanılan sistemlerin üçünü karşılaştıran herhangi bir şekillendirme etkinliği çalışması şu ana kadar bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan döner ege sistemlerinden ikisini kullanan çalışmalar incelenmiştir.

Bizim çalışmamızda Hyflex CM ve ProTaper Next sistemlerinin ilk kez kullanıldığı gruplar (H1, P1) karşılaştırıldığında transportasyon miktarı açısından 0., 1., 8., 9. ve 10. seviyelerde gruplar arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. 2.,

3., 4., 5., 6. ve 7. seviyelerde ise ProTaper Next grubunun transportasyon miktarı istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca, ProTaper Next grubunun genişletme miktarı tüm seviyelerde Hyflex CM grubundan istatistiksel olarak daha yüksektir. Bunun sebebi ProTaper Next sisteminin X2 eğesinin bazı noktalarda 0.07 taper'a sahip olması ve Hyflex CM eğelerinin şekillendirme sırasında yivleri açıldığı için taper'ının azalması olabilir.

Saber ve ark. (2015) Hyflex CM, ProTaper Next ve iRace sistemlerinin çekilmiş dişlerde şekillendirme etkinliklerini standardize radyografik teknik ile karşılaştırmış ve bizim çalışmamıza benzer şekilde apikal foramen seviyesinde üç grubun transportasyon miktarı arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda Hyflex CM ve Twisted File sistemlerinin ilk kez kullanıldığı gruplar (H1, T1) karşılaştırıldığında ise 4. seviye hariç tüm seviyelerde transportasyon miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak tüm seviyelerde Hyflex CM grubunun genişletme miktarının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Zhao ve ark. (2013) Hyflex CM, Twisted File ve K3 sistemlerinin çekilmiş dişlerde şekillendirme etkinliklerini Mikro-CT ile karşılaştırmıştır. Bu çalışmada uzaklaştırılan dentin miktarı en yüksek Twisted File grubunda gözlenirken, Hyflex CM ve Twisted File grubunun apikal, orta ve koronal üçlüdeki transportasyon miktarı arasında bizim çalışmamıza benzer şekilde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Kumar ve ark. (2013) ile Kishore ve ark. (2017) Hyflex CM, Twisted File sistemlerinin çekilmiş dişlerdeki transportasyon miktarlarını bilgisayarlı tomografi ile horizontal kesitler olarak incelemiştir. Kumar ve ark. (2013) yaptığı çalışmada Hyflex CM eğeleri orta ve koronal üçlüde daha az transportasyon miktarına sahipken, iki grubun apikal üçlüdeki transportasyon miktarı arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Kishore ve ark.'nın (2017) çalışmasında ise tüm bölgelerde Hyflex CM sistemi daha az transportasyon miktarına sahiptir. Bunun sebebi Kishore ve ark.'nın (2017) Hyflex CM grubunda son ege olarak 25.04 kullanırken, Twisted File grubunda 25.06 kullanması olabilir. Kumar ve ark.'nın (2013) çalışmasında ise iki grupta da son ege olarak 30.06 kullanılmıştır. Çalışmamızın sonucunun Kumar ve ark.

(2013) ile Kishore ve ark. (2017) yaptığı çalışmadan farklı olmasının sebebi ise bu çalışmaların tek eğimli çekilmiş dişlerde yapılmış olması ve transportasyon miktarının bilgisayarlı tomografi ile alınan horizontal kesitler üzerinde değerlendirilmesi olabilir.

Gu ve ark. (2017) Hyflex CM ve Twisted File sistemlerinin S-şekilli yapay kanallardaki şekillendirme etkinliklerini Mikro-CT ile değerlendirmiştir. Apikal kurvatürde ve kanalın düz kısmında Twisted File sisteminin transportasyon miktarı Hyflex CM sisteminden daha yüksek bulunmuştur. Koronal kurvatürde ise sistemler arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Preparasyon sonrası hacimsel artış ise koronal kurvatürde ve düz kısımda Twisted File grubunda daha yüksek iken apikal kurvatürde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Çalışmamızın sonuçlarının Gu ve ark.'nın (2017) yaptığı çalışmadan farklı olmasının sebebi diğer çalışmada kanalların sadece 25.08 eğelerle genişletilmesi ya da Mikro-CT kullanıldığı için ölçümlerin 3-boyutlu yapılmış olması olabilir.

Literatürde ProTaper Next ve Twisted File sistemlerinin şekillendirme etkinliğini karşılaştıran herhangi bir çalışma yoktur. Bizim çalışmamızda 2., 3., 5., 6. ve 7. seviyelerde ProTaper Next grubunun transportasyon miktarı Twisted File grubundan istatistiksel olarak yüksektir. 0., 1., 4., 8., 9. ve 10. seviyelerde ise gruplar arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. Ayrıca, ProTaper Next grubunun genişletme miktarı tüm seviyelerde Twisted File grubundan istatistiksel olarak daha yüksektir.

Bu döner eğe sistemlerinin Gu ve ark.,'nın (2017) yaptığı çalışma hariç ikili olarak S-şekilli yapay kanallarda şekillendirme etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışma şu an literatürde mevcut değildir. Bu nedenle kullandığımız döner eğe sistemlerinin başka sistemlerle karşılaştırıldığı çalışmaları inceledik ve transportasyon yönlerini çalışmamızla karşılaştırdık. Bizim çalışmamızda tüm döner eğe sistemlerinde 0., 4., 5., 6. ve 7. seviyelerde transportasyon yönünün dışa doğru olduğu gözlenmiştir. Gu ve ark.,'nın (2017) yaptığı çalışmada Hyflex CM ve Twisted File grubunda, Hiranus ve ark.'nın (2015) çalışmasında ProTaper Next grubunda transportasyon yönü bizim çalışmamıza benzer şekilde bulunmuştur. Ancak, Bürklein ve ark. (2014) Hyflex CM grubunda 0., 5., 6. ve 7. seviyelerde, Wu ve ark. (2015) ProTaper Next grubunda 0., 4., 5., 6., 7. ve 8. seviyelerde transportasyon yönünün dışa doğru olduğunu belirtmiştir.

Klinisyenler finansal nedenlerden dolayı NiTi döner eğeleri tekrar tekrar kullanmaktadır (Bird ve ark., 2009). Bazı çalışmalar eğelerin bir kere kullanılmasını önermesine (Arens ve ark., 2003) rağmen, döner NiTi aletlerin on kez kullanılabilceğini veya dört molar dişin kök kanal preparasyonunun mümkün olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Yared ve ark., 2000; Yared ve ark., 1999; Peters ve Barbakow, 2002). Bu nedenle, dental literatürde NiTi döner sistem eğelerinin kaç kere kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüşe varılamamıştır (Parashos ve Messer, 2004). Ancak Svec ve Powers (2002), çalışmalarında tek bir kullanımdan sonra tüm eğelerde deformasyon bulmuşlardır. Ayrıca, döner sistem eğeleri tekrar tekrar kullanıldığında eğeler üzerinde oluşan deformasyonlar sebebiyle eğelerin esnekliği ve kesme etkinliği azalabilir (Seago ve ark., 2015) ve bu durum kök kanallarında şekillendirme sonrası oluşan transportasyon miktarının artmasına sebep olabilir. Bu nedenle çalışmamızda klinik kullanım ve sterilizasyonun NiTi eğeler üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Akrilik bloklarda kullandığımız döner eğe sistemleri her kullanımdan sonra steril edilmiş ve yeni akrilik bloklarda tekrar kullanılmıştır. Akrilik blokların dijital görüntüleri karşılaştırılarak döner eğe sistemlerinin kullanım sayısı ile şekillendirme etkinlikleri arasındaki ilişki incelenmiştir.

Bu karşılaştırmalar sonucunda Hyflex CM sisteminde kullanım sayısı arttıkça genişletme ve transportasyon miktarının 0. seviyede istatistiksel olarak arttığı gözlenirken, diğer seviyelerde ise anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

ProTaper Next grubunda ise kullanım sayısı arttıkça genişletme miktarının sadece 0. seviyede değişmediği, diğer seviyelerde istatistiksel olarak azaldığı saptanmıştır. Transportasyon miktarının ise 1. seviyede arttığı, 5. ve 7. seviyelerde azaldığı görülürken, diğer seviyelerde istatistiksel olarak değişmediği saptanmıştır.

Twisted File grubunda kullanım sayısı arttıkça genişletme miktarının 0., 5., 6., 8. ve 9. seviyelerde istatistiksel olarak değişmediği, diğer seviyelerde ise kullanım sıklığına göre istatistiksel olarak azaldığı saptanmıştır. Transportasyon miktarının ise 0. ve 3. seviyelerde arttığı gözlenmiş, diğer seviyelerde ise istatistiksel olarak değişmediği saptanmıştır.

Benzer bir çalışma Hyflex CM ve ProFile sistemlerinin J-şekilli yapay kanallarda kullanım sıklığına göre transportasyon miktarlarındaki değişimleri karşılaştırmıştır. Bu çalışmada kullanım sayısı arttıkça Hyflex CM sisteminde sadece eğimin başladığı seviyede, ProFile sisteminde ise eğimin başladığı ve apikal foramen seviyesinde transportasyon miktarının arttığı saptanmıştır. Bu sonuçlardan dolayıda yazarlar kullanım sayısının Hyflex CM ve ProFile sistemlerinin oluşturacağı transportasyon miktarına etkisi olmadığını belirtmiştir (Thompson ve ark. 2014). Bizim çalışmamızda ise Hyflex CM grubunda transportasyon miktarı sadece 0. seviyede artmıştır.

Başka bir çalışmada ise ProTaper Universal eğeleri steril edilmeden akrilik bloklarda tekrar tekrar kullanılmış ve kullanım sayısı arttıkça genişletme miktarında azalma olduğu belirtilmiştir (Ounsi ve ark., 2011). Bizim çalışmamızda ise ProTaper Next sisteminde 0. seviye hariç tüm seviyelerde, Twisted File grubunda 1., 2., 3., 4., 7. ve 10. seviyelerde genişletme miktarında azalma görülmüştür. Hyflex CM sisteminde ise hiçbir seviyede azalma görülmemiştir. Twisted File grubunda şekillendirme sonrası gözle görülebilen deformasyonlar meydana gelmiştir. Bu durum eğenin kesme etkinliğini bazı noktalarda azaltmış olabilir. ProTaper Next grubunda ise deformasyon görülmediği halde kesme etkinliği azalmıştır. Daha önceki çalışmalarda eğelerin kesici kenarlarında aşınma meydana geldiği için kesme etkinliğinin azaldığı belirtilmiştir (Wei ve ark., 2007; Ounsi ve ark., 2011). Hyflex CM sisteminde ise kesme etkinliğinde azalma görülmemesinin sebebi kullanım sırasında açılan yivlerin sterilizasyon sonrası eski haline dönmesi olabilir. Ancak Seago ve ark. (2015) Hyflex CM sistemini 10 kez kullanmışlar ve kesme etkinliği ve esnekliğinde azalma olduğunu belirtmişlerdir.

NiTi döner eğelerin kullanımı ile ilgili en büyük dezavantaj tedavi sırasında kırılmasıdır (Sattapan ve ark., 2000). Torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluk olmak üzere alet kırıklarından sorumlu iki mekanizma vardır (Sattapan ve ark., 2000; Serene ve ark., 1995; Ullmann ve Peters, 2005). Peng ve ark. (2005) kırık enstrümanların çoğunun sebebini eğilmeye bağlı kırılma olarak belirtmiştir. Cheung ve ark. (2005) ise yaptıkları bir çalışmada, eğelerin %93'ünün döngüsel yorgunluk nedeniyle başarısız olduğunu göstermiştir. Bu nedenle döngüsel yorgunluk materyalin kırılmasındaki

baskın mekanizmadır ve çalışmamızda NiTi döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmıştır.

Döngüsel yorgunluk, eğimli kanallarda kök kanal aletlerinin rotasyon hareketi sırasında devamlı gerilme-sıkışma döngüsüne maruz kalması sonucu meydana gelir ve aletin kırılmasına neden olabilir (Peters, 2004; Parashos ve ark., 2004). Bu nedenle, döngüsel yorgunluğu etkileyen en büyük faktör eğrilik açısı ve yarıçapıdır. Pruett ve ark. (1997) eğrilik yarıçapı azaldığında enstrüman üzerinde oluşan stres ve gerilmelerin arttığını ve eğerlerin daha fazla döngüsel yorgunluğa maruz kaldığını ifade etmiştir. Bunun yanı sıra, kök kanalında birden fazla eğrilik olduğunda bu faktör daha da önem kazanmaktadır.

Döngüsel yorgunluğu etkileyen diğer faktörlerden biri de kullanım sayısıdır. Çoğu çalışma tekrarlayan klinik kullanım sonrası kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluk direncinin azaldığını göstermiştir (Gambarini, 2001; Bahia ve Buono, 2005; Yared ve ark., 2003; Yared, 2004; Fife ve ark., 2004). Ancak finansal nedenlerden dolayı NiTi döner aletlerin tekrar tekrar kullanımı söz konusudur. Bu nedenlerle çalışmamızda klinik kullanım ve sterilizasyonun döner aletlerin şekillendirme etkinliklerine etkisini değerlendirmek için kullandığımız eğerlerin döngüsel yorgunluk dirençleride karşılaştırılmıştır. Akrilik bloklarda 4 kere kullanıldıktan sonra steril edilen NiTi döner eğerler döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuştur.

2002 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA), paslanmaz çelik eğerlerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğunu değerlendirmek için gereken prosedürleri anlatan 28 nolu şartnameyi hazırlamıştır. Daha sonra aynı testler, ISO tarafından 0,02 konikliğe sahip tüm endodontik aletler için 3630-3631 nolu şartname ile kabul edilmiştir. Ancak bugüne kadar endodontik döner eğerlerin döngüsel yorgunluk direncini test edecek herhangi bir spesifikasyon veya uluslararası standart bulunmamaktadır. Üreticiler, bilim adamları ve klinisyenler NiTi döner aletlerin mekanik özelliklerinin deneysel olarak değerlendirilmesi, güvenli ve etkili şekilde klinik kullanımı için evrensel olarak kabul görmüş, standart test cihazlarına ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle, ISO ve ADA daha büyük koniklik oranına sahip NiTi endodontik aletler için yeni bir standart geliştirmek amacıyla çalışmalarına devam etmektedir (Plotino ve ark., 2009).

Döngüsel yorgunluk testlerinin güvenilir ve doğru olabilmesi için eğelerin standart kanallarda kullanılması önemlidir. Çekilmiş dişler döngüsel yorgunluk testlerinde kliniği daha iyi yansıtmaya rağmen, standardizasyonu sağlayamadığı için ideal bir model değildir. Çünkü, enstrümantasyon sırasında kök kanalının şekli değiştiği için dişler sadece bir kez kullanılabilir ve her diş farklı anatomik özelliklere sahiptir. Bu nedenle günümüze kadar araştırmacılar NiTi döner endodontik aletlerin in vitro döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmak için çeşitli cihazlar ve yöntemler kullanmıştır (Plotino ve ark., 2009).

Yapılan çalışmalarda araştırmacılar tarafından genişlikleri, kanal eğrilik açıları ve yarıçapları farklı cam tüp (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007), eğri metal tüp (Pruett ve ark., 1997; Yared ve ark., 1999; Yared ve ark., 2000; Melo ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Lopes ve ark., 2007; Bui ve ark., 2008; Kramkowski ve Bahcall, 2009), oluklu bloklar (Haikel ve ark., 1999; Gambarini, 2001b; a; Fife ve ark., 2004; Inan ve ark., 2007), eğik düzlem (Li ve ark., 2002; Kitchens ve ark., 2007; Peters ve ark., 2007; Ray ve ark., 2007) ve dönen bir aleti 3 noktada eğimlendiren düzenek (Cheung ve Darvell, 2007; Zinelis ve ark., 2007; Cheung ve ark., 2007) yapay kanal olarak kullanılmıştır.

Silindirik tüplerde yapılan çalışmalarda tüplerin iç çapı kök kanal aletlerinin boyutlarından büyük olduğu için tüp içinde rotasyon yapan eğelerin öngörülemeyen eğrilik açısı ve yarıçapında kendi yolunu izlediği tespit edilmiştir (Plotino ve ark., 2009).

Eğeleri yerinde tutmak için yüzeyinde oluk bulunan eğimli metal blok kullanan çalışmalarda eğrilik yarıçapı göz önünde bulundurulmadan, eğrilik açıları Schneider metoduna göre belirlenmiştir (Li ve ark., 2002; Kitchens ve ark., 2007). Oysaki eğrilik yarıçapı döngüsel yorulmayı etkileyen en önemli faktör olarak kabul edilmektedir.

Bu sorunları çözebilmek için, Cheung ve ark. (2007) üç paslanmaz çelik pim kullanarak enstrümanlar için bir eğim oluşturmuştur. Bu düzenekte aletlerin eğriliğini, kullanılan pimlerin konumu belirlemektedir. En alt pimde bulunan küçük V-şekilli oluk ise dönme esnasında alet ucunun belirli bir pozisyonda kalmasını sağlamaktadır. Fakat, NiTi endodontik eğeler farklı kesit şekillerine ve koniklik oranına sahiptir. Bu



nedenle, aynı eğenin koronal ve apikal kısmı arasındaki ve farklı eğelerin kendi aralarındaki değişken eğilme özellikleri nedeniyle eğelerin hareketinin bu sistemde tam olarak sınırlandırılmadığı ve eğelerin pimler arasında beklenenden farklı bir yörünge izlediği düşünülmektedir (Plotino ve ark., 2009).

Larsen ve ark. (2009) 1,5 mm genişliğinde 60° eğrilik açısı ve 3 mm eğrilik yarıçaplı simüle edilmiş bir kanala sahip paslanmaz çelik blok kullanmıştır. Kalıcı kırmızı mürekkep ile alet yerleşimini standartlaştırmak için metal bloğun üzerine işaret koymuşlardır. Plotino ve ark. (2009) makalede yayınlanan şekilden metal blok içerisindeki kanallarda aletin hassas bir yörüngede sınırlandırılmadığına ve aletlerin aynı derinlikte yerleştirilemediğine dikkat çekmiştir.

Bizim çalışmamızda ise yapay kanalın bulunduğu paslanmaz çelik bloklar kullanıldı. Çalışmamızın şekillendirme etkinliğinin değerlendirildiği kısımda S-şekilli kanallara sahip akrilik bloklar kullanıldığı için döngüsel yorgunluk testlerinin iki eğimli yapay kanallarda test edilmesi uygun görüldü. Ancak, pilot çalışmamızda akrilik bloklardaki S-şekilli kanalların sahip olduğu eğrilik açıları ve yarıçaplarına göre paslanmaz çelik blokta hazırlanan yapay kanal, NiTi eğeler üzerinde yeterince stres yaratmadı ve eğelerin hareketini yeterince sınırlandıramadı. Bu nedenle, Duke ve ark.'nın (2015) yaptığı çalışma örnek alındı. Bu doğrultuda döngüsel yorgunluk testi çalışmamız için koronalde 60° eğrilik açısı, 5mm eğrilik yarıçapı ve apikalde 60° eğrilik açısı, 2 mm eğrilik yarıçapına sahip iki eğimli, kanal genişliği apikalde 0,5 mm, koronalde 1,2 mm, derinlik ise 25.06 eğelerin boyutlarından 0,1 mm fazla, çalışma boyu 16 mm olan yapay kanal hazırlandı. Yapay kanalın kurvatür yarıçapı ve açısı Pruett ve ark. (1997) tarafından belirlenen kriterlere göre tasarlandı.

İki eğimli yapay kanalda NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar sınırlı sayıdadır (Al-sudani ve ark., 2012; Duke ve ark., 2015; Neelakantan ve ark., 2016; Topçuoğlu ve ark., 2016; Topçuoğlu ve ark., 2017; Uslu ve ark., 2017, Özyürek ve ark., 2017) ve ilk çalışma Al-sudani ve ark. tarafından 2012'de yapılmıştır. Bu çalışmada, ProFile 25.06 ve Vortex 25.06 eğelerin tek eğimli (eğrilik açısı 60 ve eğrilik yarıçapı 5mm) ve iki eğimli (koronal eğrilik açısı 60, koronal eğrilik yarıçapı 5 mm ve apikal eğrilik açısı 70, apikal eğrilik yarıçapı 2 mm) yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençleri ve kırılan parça miktarları

karşılaştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda eğelerin kırılıncaya kadarki tur sayısının iki eğimli kanalda, tek eğimli kanala göre daha düşük olduğu ve iki eğimli kanalda ProFile ve Vortex'in döngüsel yorgunluk dirençleri arasında anlamlı farklılık bulunmazken tek eğimli kanalda ProFile eğelerin daha dirençli olduğu görülmüştür.

Duke ve ark.'nın (2015) çalışmasında ise Profile Vortex ve Vortex Blue eğelerinin tek eğimli ve farklı eğimlere sahip iki eğimli yapay kanallardaki döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, eğelerin kırılıncaya kadarki tur sayısının tek eğimli kanalda en yüksek, apikal eğrilik açısı daha fazla olan iki eğimli kanalda en az olduğu gözlenmiştir. Tek eğimli kanalda Profile Vortex ve Vortex Blue eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında anlamlı farklılık bulunurken, iki eğimli kanallarda ise anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Neelakantan ve ark. (2016) yaptığı çalışmada Reciproc ve OneShape eğelerinin iki eğimli kanalda döngüsel yorgunluklarını statik ve dinamik test modelinde karşılaştırmıştır. İki grupta Reciproc eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin daha fazla olduğu ve dinamik test modelinde Reciproc eğelerinin ömrünün uzadığı görülmüştür.

Topçuoğlu ve ark. ise iki eğimli kanalda (koronal eğrilik açısı 60, koronal eğrilik yarıçapı 5 mm ve apikal eğrilik açısı 70, apikal eğrilik yarıçapı 2 mm) farklı eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı 3 farklı çalışma yayınlamıştır (Topçuoğlu ve ark., 2016; Topçuoğlu ve ark., 2017).

İlk çalışmalarında Hyflex CM, ProTaper Next, ProTaper Universal, OneShape eğelerini karşılaştırmışlardır ve kırılıncaya kadarki tur sayısı en yüksek Hyflex CM ve ProTaper Next gruplarında, en düşük ise ProTaper Universal ve OneShape gruplarında görülmüştür. Hyflex CM ile ProTaper Next grubu arasında ve ProTaper Universal ile OneShape grubu arasında ise anlamlı farklılık bulunmamıştır (Topçuoğlu ve ark., 2016).

Diğer çalışmalarında ise Reciproc, WaveOne, WaveOne Gold kullanmışlardır. Kırılıncaya kadarki tur sayısı anlamlı olarak en yüksek WaveOne Gold grubunda, en düşük ise WaveOne grubunda gözlenmiştir (Topçuoğlu ve ark., 2017). Son

çalışmalarında ise Reciproc ve Reciproc Blue'nun döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır ve Reciproc Blue'nun döngüsel yorgunluk direncinin daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (Topçuoğlu ve ark., 2017).

Uslu ve ark. (2017) çalışmalarında Hyflex EDM, R-Pilot ve PathFile, Özyürek ve ark. (2017) ise WaveOne Gold, Resiproc Blue ve Genius File eğelerinin iki eğimli kanalda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır.

Bizim çalışmamızda ise ProTaper Next, Hyflex CM ve Twisted File eğeleri kullanılmıştır ve döngüsel yorgunluk dirençleri birbirinden anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Twisted File grubunda en yüksek, ProTaper Next grubunda ise en düşüktür sayısı gözlenmiştir. Topçuoğlu ve ark., (2016) ise Hyflex CM ve ProTaper Next arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını belirtmiştir. Sonuçların farklı çıkmasının sebebi kullanılan yapay kanalların derinliği ve genişliğinin aynı olmaması olabilir. Topçuoğlu ve ark., (2016) çalışmasında kullanılan yapay kanal 1,4 mm genişliğe sahiptir, ancak derinlikten bahsedilmemiştir. Bizim çalışmamızda ise derinlik 25.06 eğelerin boyutlarından 0,1 mm fazla, kanal genişliği ise apikalde 0,5 mm, koronalde 1,2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Bu çalışma Twisted File sisteminin iki eğimli kanallarda döngüsel yorgunluk direncinin değerlendirildiği ilk çalışmadır. Twisted File grubunun döngüsel yorgunluk direncinin en yüksek çıkmasının sebebi kullanılan eğenin boyutlarından kaynaklı olabilir. Twisted File grubunda kullandığımız eğenin koniklik oranı üretici firma tarafından 0.06 olarak belirtilmesine rağmen şekillendirme etkinliği test sonuçlarında Twisted File, genişletme miktarı en az olan grup olarak bulunmuştur. Bu nedenle yapay kanalda diğer eğeler kadar strese maruz kalmamış ve yeterince sınırlandırılmamış olabilir. ProTaper Next ise uzunluğu boyunca farklı koniklik oranına sahiptir. Bu durum X2 eğelerin daha fazla strese maruz kalmasına ve döngüsel yorgunluk direncinin diğer sistemlerden daha düşük olmasına neden olmuş olabilir.

Çalışmamızda klinik kullanım sayısının NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk direnci üzerine etkisi de değerlendirilmiştir. Bunun için S-şeklindeki akrilik bloklarda 4 kez kullanılmış ve steril edilmiş eğelerin iki eğimli kanaldaki döngüsel yorgunluk direnci kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır. Daha önce benzer çalışmalar, klinikte

hastalarda kullanılan eğelerin tek eğimli yapay kanaldaki döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmiştir (Gambarini, 2001; Fife ve ark., 2004; Bahia ve Buono, 2005). Ancak, bu çalışmalarda tedavi edilen dişler farklı kök kanal anatomisine, kanal genişliğine, eğrilik açısı ve yarıçapına sahip olabilir. Bu nedenle, akrilik bloklarda sağlanan standardizasyon bu çalışmalarda sağlanamamış olabilir. Yared ve ark. (2003) ise eğeleri akrilik bloklarda 5 kez kullandıktan sonra torsiyonel özelliklerini karşılaştırmışlardır (Yared, 2004). Özyürek ve ark. (2017) ise glidepath eğelerini tek eğimli kanalda bir kere kullanmış ve daha sonra tek eğimli yapay kanalda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu nedenle çalışmamız eğelerin S-şeklindeki akrilik bloklarda kullanılmış olması ve sonra bu eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin iki eğimli yapay kanalda test edilmesi bakımından literatürdeki ilk çalışmadır. Çalışmamızın sonucunda klinik kullanım ve sterilizasyonun kullandığımız döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerine etkisinin olmadığı görülmüştür. Bunun sebebi kullandığımız tüm döner sistem eğelerinin farklı termomekanik yöntemlerle üretilmiş olması ve eğeleri kullandıktan sonra steril etmemiz olabilir.

Duke ve ark.,'nın (2015) yaptığı çalışma hariç, iki eğimli yapay kanalda NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmaların hepsinde eğeler apikal kurvatürde kırıldıktan sonra kullanılmaya devam edilmiş ve koronal kurvatürde kırılincaya kadarki tur sayısı ve kırılan parçanın uzunluğu ayrı bir grupta değerlendirilmiştir. Ancak bu çalışmaların hepsinde kırılma ilk olarak apikal kurvatürde gerçekleştiği (Al-sudani ve ark., 2012; Duke ve ark., 2015; Neelakantan ve ark., 2015; Topçuoğlu ve ark., 2016; Topçuoğlu ve ark., 2017; Uslu ve ark., 2017, Özyürek ve ark., 2017) ve klinikte eğeler kırıldıktan sonra kullanılmadığı için bizim çalışmamızda eğeler bir kere kırıldıktan sonra kullanılmaya devam edilmemiştir.

Çalışmamızda döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluğu en yüksek Hyflex CM grubunda gözlenirken, Twisted File ve ProTaper Next grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Topçuoğlu ve ark. (2016) yaptığı çalışmada ise Hyflex CM ve ProTaper Next grubu arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bunun nedeni yapay kanalların boyutlarının farklı olması olabilir.

Deney grubunda ise eğelerin tümü farklı seviyelerden kırıldığı için deney grubundaki NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunlukları ve klinik kullanım ve sterilizasyonun döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan parça uzunluğuna etkisi istatistiksel olarak değerlendirilmemiştir. Deney grubundaki eğelerin farklı uzunluklarda kırılmasının sebebi akrilik bloklarda tekrar tekrar kullanılmalarından dolayı eğelerin aktif kısmı boyunca farklı seviyelerde ortaya çıkan yüzey çatlakları ve deformasyonlar olabilir.



## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. S-şekilli yapay kanallarda ProTaper Next grubunun genişletme miktarı en fazla iken, Twisted File grubunun en düşüktür.
2. S-şekilli yapay kanallarda her seviyede transportasyon oluşmuştur.
3. S-şekilli yapay kanallarda 2., 3., 5., 6. ve 7. seviyelerde istatistiksel olarak en yüksek transportasyon miktarı ProTaper Next grubunda görülürken diğer seviyelerde gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.
4. S-şekilli yapay kanallarda Hyflex CM ve Twisted File gruplarının transportasyon miktarları arasında 4. seviye hariç anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır.
5. Klinik kullanım ve sterilizasyon Hyflex CM sisteminin 0. seviye hariç genişletme miktarında değişikliğe neden olmamıştır.
6. Klinik kullanım ve sterilizasyon ProTaper Next sisteminin genişletme miktarının 0. seviye hariç tüm seviyelerde azalmasına neden olmuştur.
7. Klinik kullanım ve sterilizasyon Twisted File sisteminin genişletme miktarının 1., 2., 3., 4., 7. ve 10. seviyelerde azalmasına neden olmuştur.
8. Sadece 0. seviyede kullanım sayısı arttıkça Hyflex CM grubunun transportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı gözlenmiştir.
9. Sadece 1. seviyede kullanım sayısı arttıkça ProTaper Next sisteminin transportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı gözlenmiştir.
10. Sadece 0. ve 3. seviyelerde kullanım sayısı arttıkça Twisted File sisteminin transportasyon miktarının istatistiksel olarak arttığı saptanmıştır.
11. S-şekilli yapay kanalda döngüsel yorgunluk direnci en yüksek olan grup Twisted File, en düşük grup ise ProTaper Next olarak bulunmuştur.
12. S-şekilli yapay kanalda yapılan döngüsel yorgunluk testi sonucu eğeler ilk olarak apikal kurvatürde kırılmıştır.
13. Bu sonuçlardan dolayı NiTi döner ege sistemlerinin 4 defa klinik kullanım ve sterilizasyonu sonrası transportasyon miktarlarında ve döngüsel yorgunluk dirençlerinde değişiklik olmadığına karar verilmiştir.

## **7. KAYNAKLAR**

- Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc.* 1980;101:792–794.
- Abou-Rass M, Jann JM, Jobe D, Tsutsui F. Preparation of space for posting: effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars. *J Am Dent Assoc.* 1982;104: 834–837.
- Ahmad M. The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation. *J Endod.* 1989;15(11):544-547.
- Ajuz NC, 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-Omari MA, Dummer PM. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *J Endod.* 1995;21:154–158.
- Al-Omari MAO, Dummer PMH, Newcombe RG, Doller R, Hartles F. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int Endod J.* 1992a; 25: 57-66.
- Al-Omari MAO, Dummer PMH, Newcombe RG, Doller R, Hartles F. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *Int Endod J.* 1992b; 25: 67-81.
- Al-Sudani D, Al-Shahrani S. A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3, and RaCe nickel titanium rotary systems. *J Endod.* 2006;32:1198–1201.

- Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, Pompa G, Di Carlo S, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *J Endod.* 2012;38:987-989.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11): 1589-1593.
- American Association of Endodontists. *Glossary of Endodontic Terms*, 8th ed. Chicago: American Association of Endodontists; 2012.
- Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33:1212–1216.
- Andreasen G, Wass K, Chan KC. A review of superelastic and thermodynamic Nitinol wire. *Quintessence Int.* 1985;9:623–626.
- Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Amer J Orthodontics.* 1978;73:142–151.
- ANSI/ADA Specification N 28-2002. Root canal files and reamers, type K for hand use. Chicago, IL: American Dental Association.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC Jr. Evaluation of single-use rotary nickel–titanium instruments. *J Endod.* 2003;29: 664–666.
- Aşçı SK. *Endodonti*. Quintessence yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye; 2014, s:397.
- Bahia M, Buono V. 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;100:249–255.



- Barbosa FOG, Gomes JA, de Araujo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33:1477–1480.
- Baumann MA, Roth A. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(6):714-718.
- Bergenholtz G, Lekholm U, Milthorpe R, Heden G, et al. Retreatment of endodontic filling. *Scand J Dent Res.* 1979; 87: 217–224.
- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):288-295.
- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001;14:324–333.
- Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage parameters of nickel-titanium rotary instruments: a survey of endodontists in the United States. *J Endod.* 2009;35: 1193–1197.
- 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.
- Borgula L. Rotary Nickel Titanium Instrument Fracture: An Experimental and SEM Based Analysis. University of Melbourne, School of Dental Science, 2005.

- Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod.* 1987;13(5): 243-245.
- Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32:155-164.
- Bryant ST, Thompson SA, al-Omari MA, Dummer PM. Shaping ability of rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root part 1. *Int Endod J.* 1998;31:275–281.
- Bryant ST, Thompson SA, al-Omari MA, Dummer PM. Shaping ability of rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root part 2. *Int Endod J.* 1998;31: 282–289.
- Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile rotary Nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J.* 1998a;31:275-281.
- Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PM. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J.* 1998;31:282-289.
- 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;34:1475–1477.
- Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* 1967;1: 105–120.

- Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008;34:190–193.
- Burklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments. *Int Endod J.* 2014; 47: 470-476.
- Burklein S, Poschmann T, Schäfer 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.
- Burklein S, Schafer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics.* 2013;29:110–124.
- 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.
- Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Berastegui-Jimeno E. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J.* 1996;29:185–189.
- Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod.* 2014;40: 1638–1641.
- Carrotte, P. Endodontics: Part 7 Preparing the root canal. *Brit Dent J.* 2004;197: 603-613.

- Casper R, Roberts H, Roberts M, Himel V, Bergeron B. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod.* 2011;37: 1572–1575.
- Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2007;16:1-26.
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007;40:612–618.
- Cheung GS, Peng B, Bian Z, et al. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005;38: 802–809.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33:1217–1221.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument. *J Endod.* 2007;33:1433–1437.
- Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *J Endod.* 1996;22(11):603-607.
- Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod.* 1997;23(4):232-235
- Collins JA. *Failure of Materials in Mechanical Design: Analysis, Prediction, Prevention.* New York, NY: John, Wiley & Sons, 1993.

- Colombo M, Gagliani M, Rossetti S. Shaping ability of two engine-driven Nickel-Titanium instruments in extracted molar roots. The 9th Biennial Congress of the ESE 1999 (Abstr A9).
- Craig RG, Gehring PE, Peyton FA. Relation of structure to microhardness of human dentin. *J Dent Res.* 1959;38:624-630.
- Crandall SH, Dahl NC, Lardner TJ. An introduction to the mechanics of solids, 2<sup>nd</sup> ed. New York: McGraw-Hill, 1972; 416-477.
- Cunningham CJ, Senia ES. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod.* 1992;18:294-300.
- Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J.* 2004;37:705–710.
- Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod.* 2001;27: 93–95.
- Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography:nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;83(4):510-516.
- Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang ZJ, Hieawy A, Haapasalo M. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *J Endod.* 2015;41(10):1686-1690.
- Dummer PMH, Al-Omari MAO, Bryant S. Comparison of the performance of four files with rounded tips during shaping of simulated root canals. *J Endod.* 1998;24:364–371.

- Dummer PMH, Alodeh A, Doherty R. Shaping of simulated root canals in resin block using files activate by a sonic handpiece. *Int Endod J.* 1989;22:211-225.
- Ehrlich D, Boyer TJ, Hicks L, Pelleu GB. Effects of sonic instrumentation on the apical preparation of curved canals. *J Endod.* 1989;15:200-203.
- Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation of severely curved canals. *Int Endod J.* 1985;18:1-7.
- Eleftheriadis GI, Lambrianidis TP. Technical quality of root canal treatment and detection of iatrogenic errors in an undergraduate dental clinic. *Int Endod J.* 2005; 38:725-734.
- Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014;47(11), 1034-1039.
- Ersev H, Yılmaz B, Çiftçiöğlü E, Özkarslı ŞF. A comparison of the shaping effects of 5 nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 2010;109(5):86-93.
- Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21: 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 Oral Radiol Endod.* 2004;97:251-256.
- 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.* 2008b;34(8):1003-1005.

- Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27:772–774.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001;34:386–389.
- 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: 398–401.
- Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel–titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2001;34(6):452-457.
- 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;21:146–151.
- Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod.* 1982;8:550–554.
- Greene KJ, Krell KV. Clinical factors associated with ledged canals in maxillary and mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;70:490–497.
- Griffiths I, Bryant ST, Dummer PMH. A study of simulated canal shapes produced by Quantec LX instruments at predetermined stages. The 9<sup>th</sup> Biennial Congress of the ESE 1999 (Abstr F2).
- Gu Y, Kum KY, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim SM, Yoo YJ. Various heat-treated nickel–titanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. *J Dent Sci.* 2017;12(1);14-20.

- Günday M, Sazak H, Garip Y. A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal. Access angle in curved canals. *J Endod.* 2005;31:796-798.
- Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25:434-440.
- Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998;24:736-739.
- Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998;24:731-735.
- Hashem AAR, Ghoneim AG, Lufty RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;38:996-1000.
- 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;33:712-714.
- Hess W. Formation of root canals in human teeth. *J Natl Dent Assoc.* 1921;3:704-725.
- Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011;37(1):72-74.



- Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod.* 2000;26:76 – 80.
- Hiran-us S, Pimkhaokham S, Sawasdichai J, Ebihara A, Suda H. Shaping ability of ProTaper NEXT, ProTaper Universal and iRace files in simulated S-shaped canals. *Aust Endod J.* 2016;42(1):32-36.
- Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics.* 2005;10: 30–76.
- 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;104:837–840.
- ISO 3630–3631:2008. Dentistry – Root canal instruments – Part 1: General requirements and test methods.
- Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod.* 2007; 33: 1155–1162.
- Jodway B, Hulsmann M. A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary NiTi instruments. *Int Endod J.* 2006;39: 71– 80.
- Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *Int Endod J.* 2005 Sep;38(9):617-626.
- Jungmann CL, Uchin RA, Bucher JF. Effect of instrumentation on the shape of the root canal. *J Endod.* 1975; 1: 66-69.

- Kapalas A, Lambrianidis T. Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Endod Dent Traumatol.* 2000; 16: 229–231.
- Kartal N, Cimilli HK. The degrees and configurations of mesial canal curvatures of mandibular first molars. *J Endod.* 1997;23:358–362.
- Kfir A, Rosenberg E, Zuckerman O, Tamse A, Fuss Z. Comparison of procedural errors resulting during root canal preparations completed by senior dental students in patients using an ‘8-step method’ versus ‘serial step-back technique’. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97:745–748.
- Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *J Cons Dent.* 2017;20(3):161.
- Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33:52–54.
- Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK. Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *Int Endod J.* 1996; 29: 113-117.
- Koçak MM, Çiçek E, Koçak S, et al. Apical extrusion of debris using ProTaper Universal and ProTaper Next rotary systems. *Int Endod J.* 2015;48:283–6.
- Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2009;35:404–407.

- Kumar BS, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattanshetty KS, Prasad S. An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *J Int Oral Health*. 2013;5(5):108.
- Kyomen SM, Caputo AA, White SN. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *J Endod*. 1994;20: 332–337.
- Lam TV, Lewis DJ, Atkins DR, Macfarlane RH, Clarkson RM, Whitehead MG, Brockhurst PJ, Moule AJ. Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files. *Aust Dent J*. 1999; 44: 12–19.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009;35:401–403.
- Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS (1988) Thermo- mechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mater Res*. 1988;22: 573 – 588.
- 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;28:448–451.
- Lim KC, Webber J. The validity of simulated canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J*. 1985;18:240–246.
- Lopes HP, Moreira EJJ, Elias CN, Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J Endod*. 2007;33:55–57.

- Madureira RG, Navarro LF, Llana MC, Costa M. Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 2010;109(2):136-144.
- Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999; 32: 436–443.
- Martin B, Zelada G, Varela P, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36: 262–266.
- Melo MC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:765–769.
- Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Materials and Devices. In: Cohen S, Hargreaves KM, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10. Ed. St. Louis: Mosby; 2011. p.223-282.
- Miserendino LJ, Miserendino CA, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III: comparison of sonic and ultrasonic instrument systems. *J Endod.* 1988;14:24–30.
- Miserendino LJ, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part 1: a quantitative comparison of the tip and fluted regions. *J Endod.* 1985;11:435–441.
- 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: 119 –126.

- Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998;24:843–7.
- Nagaraja S, Sreenivasa Murthy BV. CT evaluation of canal preparation using rotary and hand NI-TI instruments: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13:16–22.
- Neelakantan P, Reddy P, Gutmann JL. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *J Investig Clin Dent.* 2016;7,:272–277.
- Nielsen BR, Alyassin A, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod.* 1995;21:561–568.
- Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:101–104.
- O’Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J.* 2003;36:724 –732.
- Otsuka K, Wayman CM. *Shape Memory Materials*, 1st ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1998.
- Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, Al-Hezaimi K, Salameh Z, Tay FR, Ferrari M, Grandini S. Comparison of two techniques for assessing the shaping efficacy of repeatedly used nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(6): 847-850.

- Ounsi HF, Salameh Z, Alshalan T, et al. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33: 737–741.
- Özer SY. Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 2011;111: 244–250.
- Özyürek T, Uslu G, İnan U. A Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of Used and New Glide Path Files. *J Endod.* 2017;43(3); 477-480.
- Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2017;43(5):805-809.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel–titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30:722–725.
- Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J.* 2004;37: 249–259.
- Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006; 32: 1031–1043.
- Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod.* 2018;44(4):648-653.

- Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod.* 2011;37(8): 1139-1142.
- Peng B, Shen Y, Cheung GSP, et al. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J.* 2005;38: 550–557.
- Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J.* 2002;35: 379 – 389.
- Peters OA, Laib A, Gohring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod.* 2001;27: 1-6.
- Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007;33:589–593.
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30:559–567.
- 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.* 2012;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.

- Powell SE, Simon JH, Maxe BB. A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. *J Endod.* 1986; 12: 293-300.
- Powell SE, Wong PD, Simon JHS. A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. Part II. *J Endod.* 1988;14: 224–228.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77–85.
- 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: 343–347.
- Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33:1469–1472.
- Roane JB, Sabala CL, Ducanson MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985; 11: 203-211.
- Rodrigues CT, Duarte MAH, de Almeida MM, de Andrade FB, Bernardineli N. Efficacy of CM-Wire, M-Wire, and Nickel-Titanium Instruments for Removing Filling Material from Curved Root Canals: A Micro-Computed Tomography Study. *J Endod.* 2016;42: 1651-1655.
- Ruddle C. Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns R, eds. *Pathways of the Pulp*, 8th edn. St Louis, MO: Mosby, 2002; 231–292.
- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement: fifth-generation technology. *Dent Today* 2013;32: 96–99.



- Sabala CL, Roane JB, Southard LZ. Instrumentation of curved canals using a modified tipped instrument: a comparison study. *J Endod.* 1988;14:59–64.
- Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2015;48(2):131-136.
- Saleh AM, Gilani PV, Tavanafar S, Schäfer 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 JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26: 161–165.
- Saunders EM. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Topics.* 2005;10: 163–167.
- Schäfer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endod Topics.* 2006;15(1):75-90.
- Schafer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod.* 2002;28:211-216.
- Schafer E, Schulz-Bongart U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30:432–435.
- Schafer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int Endod J.* 1996; 29:302-308.
- Schafer E. Effect of four instrumentation techniques on curved canals: a comparison study. *J Endod.* 1996;22: 685–690.

- Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel–titanium files. *J Endod.* 2002;28:800–802.
- Schafer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2002;35:867–872.
- Schafer E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 2: instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1999;25:56–59.
- Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol.* 1997;13:51–64.
- Schijve J. *Fatigue of Structures and Materials.* Dordrecht, the Netherlands: Kluwer Academic, 2001.
- Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269–296.
- Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32: 271–275.
- Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himmel VT, Sabey KA. Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2015;41(5):725-728.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics.* St. Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.; 1995.

- Sextro W. Dynamical Contact Problems with Friction, 2nd Edn. Berlin: SpringerVerlag, 2007.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37: 997–1001.
- Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo, M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39: 163-172.
- Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod.* 1997;23: 731– 734.
- Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod.* 1988;14: 75-82.
- Spyropoulos S, ElDeeb ME, Messer HH. The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J.* 1987;20:133–142.
- Stenman E. Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments. Umea: Odontological Dissertations No. 8, University of Umea, 1977.
- Stokes OW, Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 1999;25:17–20.
- Suresh S. *Fatigue of Materials*, 2nd Edn. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1998.

- Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod.* 2002;28: 105–107.
- Swain MV, Xue J. State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *Int J Oral Sci.* 2009;1(4):177-88.
- Tharuni SD, Parameswaran A, Sukumaran VG. A comparison of canal preparation using the K-File and Lightspeed in resin blocks. *J Endod.* 1996; 22: 474-476.
- Thompson M, Sidow S, Lindsey K, Chuang A, McPherson J. Evaluation of a new filing system's ability to maintain canal morphology. *J Endod.* 2014;40: 867–870.
- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J Endod.* 1998;24(2):135-42.
- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod.* 1998;24(2):128-134.
- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J.* 1997;30(4):270-278.
- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J.* 1997;30(4):262-269.

- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J.* 1997;30(1):1-7.
- Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. Parts 1 and 2. *Int Endod J.* 1998;31(4):259-274.
- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297–310.
- Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu, G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J.* 2017;50(7); 713-717.
- Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Aktı A, Düzgün S. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. *J Endod.* 2016;42:969-971.
- Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped Canal. *J Endod* 2017;43(10); 1679-1682.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod.* 2003;29:132–134.
- Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31: 183–186.
- Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Gündoğar M. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *Int Endod J.* 2017;in press.

- Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of Dynamic Immersion in Sodium Hypochlorite and EDTA Solutions on Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Reciprocating Nickel-titanium Files. *J Endod.* 2018: in press.
- Vessey RA. The effect of filing versus reaming on the shape of the prepared root canal. *Oral Surg Oral Med oral Pathol.* 1969; 27: 543-547.
- Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39:709–715.
- Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14: 346–351.
- Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent Clin North Am.* 2004;48: 183–202.
- Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA. Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. *J Appl Phys.* 1972;43:97-112.
- 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;33:276–279.
- Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975;1:262–266.
- West JD, Roane JB, Georig AC. Cleaning and Shaping the Root Canal System. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, 6th ed, Mosby, St. Louis, Missouri; 1994, p:179-218.

- Wildey WL, Senia ES, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1992;74: 499–507.
- Willershausen B, Tekyatan H, Kasaj A, Marroquin BB. Roentgenographic in vitro investigation of frequency and location of curvatures in human maxillary premolars. *J Endod.* 2006;32: 307-311.
- Wu H, Peng C, Bai Y, Hu X, Wang L, Li C. Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals. *BMC Oral health.* 2015;15(1):27.
- Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 2006;39:791-799.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006;32:55–57.
- Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999;32: 115–119.
- 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: 764 –769.
- Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2004;30: 410 –412.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2000;33:204–207.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001; 34: 47–53.

- Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. In: Yoneyama T, Miyazaki S, eds. *Shape Memory Alloys for Biomedical Applications*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009: 297–305.
- Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated s-shaped canals. *J Endod*. 2005;31:373-375.
- Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J Endod*. 2007; 52(Suppl): S52–S63.
- Zhang L, Lou H, Zhou X, Tan H, Huang D. The shaping effect of the combination of two rotary nickel-titanium instruments in simulated s-shaped canals. *J Endod*. 2008;34:456-458.
- Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod*. 2013;39(3):385-388.
- 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;103:843–847.
- Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*. 2010;43: 125–134.
- Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int*. 1997; 28: 397-402.



## ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	SELİN	<b>Soyadı</b>	GÖKER KAMALI
<b>Doğum Yeri</b>	BURDUR	<b>Doğum Tarihi</b>	29.07.1991
<b>Uyruğu</b>	TC	<b>Tel</b>	
<b>E-mail</b>	dtselingoker@gmail.com		

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı	2018
<b>Yüksek Lisans</b>	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
<b>Lise</b>	Hasan Çolak Anadolu Lisesi	2009

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Okuduğunu Anlama*</b>	<b>Konuşma*</b>	<b>Yazma*</b>
İngilizce	iyi	iyi	iyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

<b>Yabancı Dil Sınav Notu #</b>								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	Yökdil
		5.0						67

### Yurtdışı Poster Bildirimi

TÜRKAYDIN DİLEK, BAŞTÜRK FATİMA BETÜL, GÖKER SELİN, TARÇIN BİLGE, GARİP BERKER YILDIZ, SAZAK ÖVEÇOĞLU HESNA. *Comparison of different techniques for the removal of calcium hydroxide paste from the root canals.* 17th biennial ESE congress, 2015.

GÖKER SELİN, TÜRKAYDIN DİLEK, BAŞTÜRK FATİMA BETÜL, SAZAK ÖVEÇOĞLU HESNA, GÜNDAY MAHİR. *The effect of sodium hypochlorite and EDTA on the push-out bond strength of Mineral Trioxide Aggregate.* 18th Biennial European Society of Endodontology Congress, 2017.

### **Yurtiçi Poster Bildirimi**

ÖZEN EVREN, AĞRALI ÖMER BİRKAN, KURU LEYLA, GÖKER SELİN. *Endodontik enfeksiyona bağlı kök kemik rezorpsiyonunda tedavi yaklaşımı: Bir olgu sunumu*. TDB 22. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 2016.

GÖKER SELİN, ŞENTÜRK ŞEYMA, TÜRKAYDIN DİLEK, GARİP BERKER YILDIZ. *İki köklü maksiller lateral kesici dişin endodontik tedavisi: vaka raporu*. Türk Endodonti Derneği 13. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2016.

GÖKER SELİN, CAN GÖRKEM, KAPLAN TUNA, TÜRKAYDIN DİLEK. *Farklı anatomik varyasyonlara sahip mandibular premolar dişlerin endodontik tedavisi: Üç Vaka Raporu*. Türk Endodonti Derneği 13. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2016.

TÜRKAYDIN DİLEK, UZMAN SERÇİN, GÖKER KAMALI SELİN, GÜNDAY MAHİR, *Geminasyon ve füzyona uğramış dişlerin tedavisi: iki olgu sunumu*. Türk Endodonti Derneği 7. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu, 2017.

### **Yurtiçi makaleler**

Selin Göker Kamalı, Şeyma Şentürk, Dilek Türkaydın, Yıldız Garip Berker. Use of cone-beam computed tomography during management of a double-rooted maxillary lateral incisor: a 6-month follow-up case report. Turk Endod J. 2017;2(2): 47-49.