



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KANAL GİRİŞ YOLUNUN Ni-Ti KANAL ALETLERİNDE
APİKAL BASINÇ VE TORK DEĞERLERİNE ETKİSİ: BİR İN
VİTRO ÇALIŞMA

Hazırlayan
Arş. Gör. Şahin KILINÇKAYA

Endodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Doç. Dr. Emre BAYRAM

TOKAT-2023



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KANAL GİRİŞ YOLUNUN Ni-Ti KANAL ALETLERİNDE
APİKAL BASINÇ VE TORK DEĞERLERİNE ETKİSİ: BİR İN
VİTRO ÇALIŞMA

Hazırlayan

Arş. Gör. Şahin KILINÇKAYA

Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emre BAYRAM

TOKAT-2023

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

01.06.2023

Tezi Hazırlayan Araştırma Görevlisi

Adı ve Soyadı

Şahin KILINÇKAYA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman içtenlikle benimle paylaşan, teorik ve pratik olarak en zor alanlarda bile gelişmeme birebir katkı sağlayan, istek ve inançla yürümenin başarıya ulaşacağını gösteren, tez süresince sabır ve hoşgörü ile benden destek ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Emre BAYRAM'a,

Akademik, klinik bilgi ve deneyimleri ile uzmanlık eğitimime ışık tutan, değerli tavsiyelerini benden esirgemeyen hocam Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez hazırlama sürecime değerli katkılarını sunan Dr. Öğr. Üy. Tunahan DÖKEN'e

Tezimin istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Gör. Emre KUYUCU'ya

Uzmanlık eğitimim ve tezimi hazırlama sürecinde her zaman destek olan, beraber çalışma fırsatı bulduğum Dr. Öğr. Üy. Merve KÖSETÜRK'e

Uzmanlık eğitimimde tecrübelerinden yaralandığım ve katkılarıyla sürecimi güzelleştiren beraber çalışma fırsatı bulduğum değerli çalışma arkadaşlarım Dr. Öğr. Üy. Fatih UÇAR, Uzm. Dt. Mustafa DİLLİ, Uzm. Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU, Uzm. Dt. Hilal EKMEK, Uzm. Dt. Tuğberk CANAVAR, Dt. Okan TURGUT, Dt. Doğa Arda YAVUZ, Dt. Berkay GÜMÜŞ, Dt. Beyzanur GÜNDÜZ'e

Tüm eğitim hayatım boyunca desteklerini ve fedakarlıklarını eksik etmeyen, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan ailemin değerli üyeleri Tülay KILINÇKAYA, Fatma KILINÇKAYA CENGİZ, Şeyma KILINÇKAYA POLAT'a

Tezimi hazırlama süresinde maddi ve manevi olarak her türlü yardımını benden esirgemeyen arkadaşım Merve YILDIZ'a

En İçten Saygı ve Teşekkürlerimi Sunarım...

TOKAT

2023

*6 Şubat 2023 Kahramanmaraş Merkezli Depremlerde
Hayatını Kaybeden Tüm Yurttaşlarımız Anısına*

ÖZET

KANAL GİRİŞ YOLUNUN Ni-Ti KANAL ALETLERİNDE APİKAL BASINÇ VE TORK DEĞERLERİNE ETKİSİ: BİR İN VİTRO ÇALIŞMA

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı; farklı NiTi aletlerin farklı kanal giriş açılarında oluşturdıkları tork ve apikal kuvvet değerlerini incelemektir.

Materyal ve Metod: Bu çalışmada çekilmiş dişlerden oluşturulan 90 adet deney modeli kullanılacak eğelere göre (ProTaper Next, One Curve, One Recı) 3 gruba ayrıldı (n=30). Her bir grup kanal giriş açlarına göre (0°, 10°, 20°) 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Özel olarak üretilmiş test cihazında deney modelleri standart parametreler doğrultusunda preparasyon işlemleri tamamlandı ve preparasyon sırasında oluşan değerler kaydedildi. Elde edilen veriler, Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak ve ikili karşılaştırmalar ise Post-Hoc Tukey veya Tamhane's T² testleri kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: Kanal giriş açlarının artması tork ve apikal kuvvet değerlerini artırdı. Protaper Next ve One Curve grubunda istatistiksel olarak anlamlı tork ve apikal kuvvet artışları bulunmasına rağmen (p<0,05) One Recı grubunda istatistiksel bir farklılık bulunmadı (p>0,05). Farklı eğeler arasında farklı tork ve apikal kuvvet değerleri tespit edildi. Kuvvet değerleri ProTaper Next ve One Curve grupları arasında benzer olmasına rağmen One Recı grubuna göre tüm açı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi (p<0,05). Tork değerlerinde ise ProTaper Next ve One Curve grupları arasında düz kanal girişlerinde (0°) istatistiksel olarak farklılıklar gözlenmemesine rağmen (p>0,05) açılı kanal girişlerinde (10°, 20°) tüm eğeler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi (p<0,05).

Sonuçlar: Kanal giriş açısının artmasına bağlı olarak tork ve apikal kuvvet değerleri, rotasyon gruplarında resiprokal gruba göre daha fazla artış gösterdi. En yüksek tork değerleri ProTaper Next gruplarında, en yüksek apikal kuvvet değerleri ise One Recı grubunda bulundu. NiTi aletlerin çalışma kinematiği tork ve apikal kuvvet değerlerini etkiledi ve resiprokal grup en düşük tork ve en yüksek apikal kuvvet değerlerini gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Tork oluşumu, Apikal kuvvet, Kanal giriş açısı, One Recı, One Curve, ProTaper Next,



Şahin KILINÇKAYA, Uzmanlık Tezi

Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Tokat, 2023

ABSTRACT

THE EFFECT OF ANGLE OF CANAL ACCESS ON APICAL FORCE AND TORQUE VALUES IN Ni-Ti FILES: AN IN VITRO STUDY

Aim: The aim of this in vitro study; to investigate the torque generation and apical force values by different NiTi instruments at different angle of canal access.

Material and Method: : In this study, 90 test models created from extracted teeth were divided into 3 groups according to the files to be used (ProTaper Next, One Curve, One Rec) (n=30). Each group was divided into 3 subgroups according to angle of file access (0°, 10°, 20°) (n=10). Preparation of the test models completed in line with standard parameters in a specially designed test device and the values obtained during preparation were saved. The data obtained analysed using One-Way Analysis of Variance (ANOVA) and pairwise comparisons were analysed using Post-Hoc Tukey or Tamhane's T² tests.

Results: Increasing angle of file access increased torque and apical force values. Although statistically significant increases in torque and apical force were found in Protaper Next and One Curve groups ($p<0,05$), no statistical difference was found in One Rec group ($p>0,05$). Different torque and apical force values were found between different files. Although the apical forced values were similar between the ProTaper Next and One Curve groups, statistically significant differences were found in all angle groups compared to the One Rec group ($p<0,05$). Although no statistically significant differences were observed in torque values between ProTaper Next and One Curve groups

at straight canal entries (0°) ($p>0,05$), statistically significant differences were detected between all files at angled canal access (10° , 20°) ($p<0,05$).

Conclusions: Torque and apical force values increased more in the rotary groups than in the reciprocal group due to the increase in the angle of canal access. The highest torque values were found in the ProTaper Next group and the highest apical force values were found in the One Reciprocal group. The kinematics of the NiTi instruments affected the torque and apical force values, and the reciprocal group showed the lowest torque generation and highest apical force values.

Keywords: Torque generation, Apical force, Angle of canal Access, One Reciprocal, One Curve, ProTaper Next

Şahin KILINÇKAYA, Thesis

Tokat Gaziosmanpaşa University, Faculty of Dentistry

Tokat, 2023

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ	xi
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	xii
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİ	3
2.2. KÖK KANAL ANATOMİSİ.....	4
2.3. KANAL ANATOMİSİNE GİRİŞ VE GİRİŞ AÇISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	4
2.3.1. Hastaya Bağlı Genel Faktörler	5
2.3.2. Çene ve Çene İlişkilerine Bağlı Faktörler	6
2.3.3. Anomali ve Kanal Anatomisindeki Varyasyonlara Bağlı Faktörler	7
2.3.4. Giriş Kavitesine Bağlı Faktörler	8
2.3.5. Operatöre ve Materyale Bağlı Faktörler	11
2.4. KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN ALETLER	13
2.5. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN KANAL ALETLERİ	17
2.5.1. Protaper Next	17
2.5.2. One Curve	18
2.5.3. One Recı	19
2.6. TORK VE KUVVET	19
2.6.1. Endodontide Tork ve Kuvvet.....	20
2.6.2. Endodontide Tork ve Apikal Kuvvet Ölçme Yöntemleri	22
3. MATERYAL VE METOD.....	24
3.1. ÖRNEKLEM SAYISININ HESAPLANMASI.....	24
3.2. DİŞLERİN SEÇİMİ	24
3.3. KÖK KANALLARININ ÖN HAZIRLIĞI	27
3.4. DİŞ MODELLERİNİN HAZIRLANMASI	27
3.5. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI	28
3.6. TEST CİHAZI, TEST AŞAMASI VE VERİLERİN KAYDEDİLMESİ	31

3.6.1. Modellerin Bağlandığı Deney Düzeneği	32
3.6.2. Tork ve Apikal Kuvvet Ölçüm Mekanizması	33
3.6.3. Test Cihazı Yazılımı	34
3.7. TEST PARAMETRELERİ, TEST AŞAMASI VE VERİLERİN KAYDEDİLMESİ.....	34
3.8. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM.....	36
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA.....	42
6. SONUÇ VE ÇIKARIMLAR	61
KAYNAKÇA.....	63
EK-1.....	91
EK-2.....	92



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Deneyde kullanılacak diş kökleri anatomisinin radyografik kontrolü.....	26
Şekil 2. Elde edilen kök kanallarının çalışma boyutu radyografik kontrolü	26
Şekil 3. Diş köklerinden elde edilen diş modelleri	28
Şekil 4. Çalışmamızda kullanılan eğeler (Protaper Next X2, One Curve 25/0.06, OneReci 25/0.06).....	31
Şekil 5. Diş modellerinin açılı girişi sağlayan mengene düzeneğine bağlanması	33
Şekil 6. Çalışmamızda kullanılan test cihazı ve deney düzeneğinin hazırlanması	35
Şekil 7. Deney sırasında elde edilen anlık ve maksimum tork(N.mm) ile apikal kuvvet(N) değerlerini gösteren deney grafiği	36
Şekil 8. Protaper Next, One Curve ve One Recı eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° açılı gruplarındaki apikal kuvvet değerlerinin karşılaştırmalı tablosu	39
Şekil 9. Protaper Next, One Curve ve One Recı eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° açılı gruplarındaki tork değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.....	41

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Deney grupları ve örnek sayısının gösterilmesi	29
Tablo 2. PTN, OC ve OR eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° kanal giriş açılarında oluşturdukları apikal kuvvet değerlerinin Newton(N) cinsinden ortalama, standart sapma değeri ve F ile p değeri gösterilmesi	38
Tablo 3. PTN, OC ve OR eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° kanal giriş açılarında oluşturdukları tork değeri Newton.milimetre (N.mm) cinsinden ortalama, standart sapma değeri ve F ile p değeri gösterilmesi	40

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

%: Yüzde

°C: Santigrat Derece

CM: Controlled Memory

EDM: Electrical Discharge Machining

EDTA: Etilendiamin tetra asetik asit

g.cm: Gram santimetre

N: Newton

NaOCl: Sodyum hipoklorit

NiTi: Nikel-Titanyum

N.mm: Newton milimetre

OC: One Curve

OR: One Reci

OTR: Optimum Torque Reverse

PTN: ProTaper Next

PTU: ProTaper Universal

RB: Reciproc Blue

1.GİRİŞ

Günümüzde endodontik tedavi; kök kanal sisteminin tam olarak temizlenmesi, dezenfekte edilmesi ve doldurulması üzerine kurulmuştur (Berman & Hargreaves, 2020). Bu aşamalardan kanalların temizlenmesi ve şekillendirilmesi başarılı bir endodontik tedavinin en önemli basamağını oluşturur. Kök kanal sisteminin şekillendirilmesi, endodonti bilimindeki araştırmaların ana hedeflerinden birisi olmuştur. Günümüzde preparasyon işlemlerini kolaylaştırmak ve preparason sırasında oluşabilecek komplikasyonları önlemek amacıyla, birçok endodontik enstrüman üretilmektedir (Hülsmann, Peters, & Dummer, 2005).

Kök kanal preparasyonu için farklı tipte aletler geliştirilmiş ve kullanılmış olmasına rağmen, günümüzde paslanmaz çelik eğelerin olumsuz özelliklerini elimine etmek amacıyla üretilen NiTi alaşıma sahip aletler yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca mikromotor ve anguldurva gibi sistemlerle beraber kullanılan NiTi aletler, preparasyon işlemlerini daha hızlı ve kolay bir şekilde gerçekleştirmektedirler (G. S. Cheung & Liu, 2009; Schilder, 1974; Thompson & Dummer, 1997).

Kanal preparasyonu sırasında, enfekte dokuların çıkarılması için kullanılan aletler, dentin dokusuyla temas etmesiyle stres oluşturur. Preparasyon sırasında oluşan stresler, diş yapısında çatlaklara ve aletler üzerinde deformasyon ve kırılmalara neden olabilecek olumsuz etkiler meydana getirmektedir (J. Blum, Cohen, Machtou, & Micallef, 1999; Dane, Capar, Arslan, Akçay, & Uysal, 2016; G Gambarini, 2000). Özellikle döner alet sistemleriyle beraber kullanılan NiTi aletler, el aletlerine göre daha fazla strese neden olmaktadır (Gianluca Gambarini, Pompa, Di Carlo, De Luca, & Testarelli, 2009). Kök kanal preparasyonu sırasında oluşacak streslerin azaltılması, diş dokularındaki hasarın azaltılması ve NiTi aletler üzerinde yaşanabilecek komplikasyonların elimine edilmesi amacıyla gelişmiş

tasarım ve alaşımlara sahip aletler üretilmiştir (Haapasalo, Shen, Qian, & Gao, 2010). Günümüzde endodontik tedavi sırasında oluşacak stresleri değerlendirmek için, birçok araştırmacı preparasyon sırasındaki tork ve apikal kuvvet değerlerinin incelenmesini önermişlerdir (da Cunha Peixoto, Pereira, Aun, Buono, & de Azevedo Bahia, 2015; Jamleh, Adorno, Ebihara, & Suda, 2016; Kwak, Ha, Cheung, Kim, & Kim, 2018; Liu & Wu, 2016; Sattapan, Palamara, & Messer, 2000; Schrader & Peters, 2005; Tokita, Ebihara, Nishijo, Miyara, & Okiji, 2017). Tork ve apikal kuvvet değerlerinin analiz edilmesi, preparasyon sırasında oluşan streslerin incelenerek diş ve alet üzerinde oluşabilecek komplikasyonların önlenmesi açısından önemlidir.

Tork ve apikal kuvvetler değerleri; kök kanal anatomisi, NiTi aletler ve preparasyon prensiplerine bağlı olarak değişebilmektedir (G Gambarini, 2001a; Ha ve ark., 2017; Maki ve ark., 2019). Mevcut çalışmamızda, farklı NiTi aletlerin farklı kanal giriş açılarında oluşturdukları tork ve apikal kuvvetleri değerlendirmeyi amaçladık. Elde edilecek sonuçlar, diş yapısı ve NiTi aletler üzerindeki olumsuz etkilerin azaltılması konusunda bizlere yol gösterici olacağını ve yapılacak çalışmalara örnek bir model olabileceğini düşünüyoruz. Hipotezimiz, farklı eğe gruplarında ve farklı giriş açılarında tork ve apikal kuvvet değerlerinin benzer olacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRMESİ

Kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu, kanal sistemindeki mikroorganizmaların, vital ve nekrotik pulpa dokularının enfekte kök dentini ile birlikte uzaklaştırılmasını içermektedir (Hülsmann ve ark., 2005). Kanal preparasyonu giriş kavitesi açılıp kök kanallarının tespiti yapıldıktan sonra başlayan bir süreçtir. İdeal bir kanal preparasyonunun sahip olması gereken mekanik ve biyolojik hedefler Hülsmann tarafından (Hülsmann ve ark., 2005) belirtilmiştir. Günümüzde geçerliliğini hala koruyan bu hedeflere göre kanal preparasyonu, diş ve dişin çevre dokularına zarar vermeden kök kanallarının debridmanını sağlayarak kendisinden sonraki adımlara uygun boşluk oluşturması şeklinde özetlenebilir (Carrotte, 2004).

Başarılı bir endodontik tedavinin birçok faktöre bağlı olduğu belirtilmiş olmasına rağmen, kanalların mekanik preparasyonunun en önemli faktörlerden birisi olduğu hakkında görüş hâkimdir. Çünkü kök kanalların preparasyonu, kendisinden sonraki tüm aşamaların etkinliğini belirleyen endodontik tedavi aşamasıdır (Al-Omari, Dummer, Newcombe, Doller, & Hartles, 1992; C. Nagy, Bartha, Bernath, Verdes, & Szabo, 1997).

Endodontik tedavinin başarısı birçok faktörden etkilenebilmektedir. Bu faktörler arasında; kanalların mekanik preparasyonu, dişlerin farklı kron morfolojisi, kanalların eğim ve uzunluklarının değişiklik göstermesi, farklı kanal varyasyonları, yeterli endodontik ekipmana sahip olunmaması, klinisyenin teşhis ve tedavi planlamasındaki farklılıklar gibi sebepler sayılabilmektedir. Tüm bu sebeplerden dolayı endodontik tedaviler, klinisyenler için zor ve zahmetli olabilmektedir (Cunningham & Senia, 1992; Stropko, 1999).

2.2. KÖK KANAL ANATOMİSİ

Pulpa boşluğu; dentin dokusu ile sınırlandırılan, kron kısmında pulpa odası kök kısmında ise kök kanalı olarak adlandırılan yapıdır. Pulpa boşluğunun diğer komponentleri arasında pulpa boynuzları, lateral kanallar, aksesuar kanallar, kanal orifisleri ve apikal foramen yer almaktadır (J. L. Gutmann & Fan, 2020; San Chong, 2016; Vertucci, 1984)

Bir kök kanalı, pulpa odası tabanındaki açıklıktan başlar ve kök apeksi merkezinden yaklaşık 0 ile 3 mm uzaklıktaki kök yüzeyinde apikal foramen bölgesinde sonlanır. Özellikle çok kanallı bir dişte, pulpa odası ve kök kanalı arasındaki geçiş kanal ağzı (orifis) olarak tanımlanmaktadır (Burch & Hulen, 1972; Gutierrez & Aguayo, 1995; McClanahan, Crepps, Maranga, Worrell, & Behnia, 2020; Vertucci, 1984).

2.3. KANAL ANATOMİSİNE GİRİŞ VE GİRİŞ AÇISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Kök kanallarına erişim, kök kanal preparasyonunun ilk aşamasıdır. Bu aşamada kanal ağzına, kanaldaki ilk eğime veya apikal foramene kadar endodontik aletlerin düz veya doğrudan ulaşımının sağlanması amaçlanmaktadır (O. A. Peters, 2008). İdeal bir şekilde oluşturulan giriş kavitesiyle kanal aletleri, kök kanallarına engelsiz ve doğrudan ulaşım sağlamalıdır (J. L. Gutmann & Lovdahl, 2010; Taylor, 1988). Endodontik aletlerin kök kanalına düz bir girişinin sağlanması ile kanal sisteminde etkili bir debribman yapılma şansının artacağı ve komplikasyonların görülme riskinin azalacağı belirtilir (J. L. Gutmann & Lovdahl, 2010). Zira düz bir girişin sağlanamadığı durumlarda veya aletlerin kullanım açısında değişik olması durumunda çalışma boyutu kaybı, apikal transportasyon, basamak oluşumu ve apikal perforasyon gibi prosedürel hataların

oluşabileceği ve bunlara ek olarak kanal aletlerinin kırılma riskinin artabileceği bildirilir (Monnan, Smallwood, & Gulabivala, 2001; Skidmore & Bjorndal, 1971). Kök kanallarına düz bir giriş sağlanmak istenmesine rağmen; değişken hasta şartlarına (Jawad, Taylor, Roudsari, Darcey, & Qualtrough, 2015; Landtwing, 1978), dişlerde gözlenen anomali ve varyasyonlara (Jafarzadeh & Abbott, 2007; Nelson & Ash Jr, 2010; Souza-Flamini ve ark., 2014; J. Wu ve ark., 2011), klinisyenlerin farklı tedavi prensiplerine, farklı giriş kavitesi tasarımlarına ve kullanılan materyallere (Eaton, Clement, Lloyd, & Marchesan, 2015; La Rosa ve ark., 2019; Moore, Verdelis, Kishen, Dao, & Friedman, 2016; Rover ve ark., 2017; E. J. N. L. Silva ve ark., 2018) bağlı olarak bu durum her zaman sağlanamamaktadır.

2.3.1. Hastaya Bağlı Genel Faktörler

Endodontik tedavi, pulpal ve periapikal hastalık tanısına sahip her yaş kesiminden sağlıklı veya ciddi tıbbi hastalıklara sahip (Malamed, 2017) hasta gruplarına uygulanmaktadır. Tıbbi olarak sağlıklı olan hastalarda bile dental tedaviler sırasında gözlenen kaygı ve stres nedenli kooperasyon güçlükleri yaşanabilmektedir ve bu durumdan endodontik tedavi aşamaları etkilenir. Doğal olarak endodontik tedavi planlanan hastalarda; tıbbi hastalıkların, sendromların, fonksiyonel ve anatomik kısıtlamaların veya bunların potansiyel etkilerinin eşlik etmesi durumunda, endodontik tedavi işlemleri güçleşebilmekte ve tedavi başarı şansı azalmaktadır (Greig & Sweeney, 2013; Skelly & Craig, 2005).

2.3.2. Çene ve Çene İlişkilerine Bağlı Faktörler

Sağlıklı bir bireyde ortalama ağız açıklığı maksiller ve mandibular anterior dişlerin kesici kenarları arasındaki mesafe olarak tanımlanır ve ortalama olarak 35-40 mm arasındadır. Açıklığın bu değerlerin altında olması, ağız açıklığında kısıtlılık şeklinde değerlendirilir (Sharma, Arora, & Wazir, 2013). Çeşitli konjenital ve sistemik rahatsızlıklar fonksiyonel ve metabolik bozukluklara neden olarak, özellikle baş ve boyun bölgesinde meydana getirdiği deformasyon ve malformasyonlardan dolayı ağız açıklığında kısıtlılık oluşabilmektedir. Ayrıca temporomandibular eklemi etkileyen hastalıklar ve bu hastalıkların tedavisi, geçirilmiş bir travma veya cerrahi işlemler gibi durumlar ağız açıklığındaki kısıtlılığa sebep olabilmektedir (Kasper ve ark., 2015).

Hastanın sistemik olarak sağlıklı, herhangi konjenital bir hastalığının olmadığı ve ağız açıklığının da yeterli olduğu durumlarda bile diş ve çene uyumsuzluklarına bağlı olarak malokluzyonlar görülebilmektedir. Dişlerin normal ark konumundan farklı olarak üst üste binmiş durumda görülebileceği dental çapraşıklık ve kronun kökle beraber pozisyon veya doğrultusunda sapmaya neden olan rotasyonlar en sık gözlenen malokluzyonlardır (Howe, McNamara Jr, & O'connor, 1983; Lara-Mendes, Camila de Freitas, Machado, & Santa-Rosa, 2018).

Ağız açıklığı kısıtlılığı dişlerin görüşü ve ulaşımında zorluklara neden olmaktadır. Ayrıca dişlerin sahip olduğu konum ve pozisyon bozuklukları da normal anatomik yapılara ek bir kısıtlayıcı faktör olarak görüş ve ulaşımı engellemektedir. Bu durumlarda, yapılacak radyolojik ve klinik incelemelerle beraber giriş kavitesi tasarımından itibaren alternatif yaklaşımlar yapılması önerilir. (J. L. Gutmann & Fan, 2020; Moreinis, 1979). Anatomik kısıtlılıklar, diş yapısının korunması gerekliliği de göz önünde

bulundurulduğunda, kavite açılması ve kök kanal preparasyonu gibi işlemler sırasında aletler üzerinde farklı giriş açılarının oluşmasına sebep olabilmektedir. Bu durumlar endodontik tedavilerde anatomi veya kullanılan materyallere bağlı olarak hekimin tedavi tekniğini ve kalitesini etkileyebilmektedir (J. L. Gutmann & Lovdahl, 2010; Jawad ve ark., 2015; Landtwing, 1978).

2.3.3. Anomali ve Kanal Anatomisindeki Varyasyonlara Bağlı Faktörler

Kök kanal morfolojisinin kompleks bir yapıya sahip olduğu bilinmektedir (Shetty ve ark., 2014). Yapılan morfoloji çalışmaları da, düz kök ve kanallara sahip dişlerin çok nadir görüldüğünü, köklerin birçoğunun bir veya birden fazla eğime sahip olduğunu göstermektedir (Cohen, 1998; C. D. Nagy, Szabó, & Szabó, 1995; Schäfer, Diez, Hoppe, & Tepel, 2002). Özellikle posterior dişlerde, hem servikal hem de apikal alanda eğimler bulunabilir (Berbert & Nishiyama, 1994; Cunningham & Senia, 1992; Lopes, Elias, & Estrela, 1998; C. D. Nagy ve ark., 1995; Pruett, Clement, & Carnes Jr, 1997). Ayrıca dişlerde, sahip olduğu eğimler haricinde, ekstra kök ve kanal gibi farklı yapılar, taurodontizm, dilesarasyon, dens invaginatus ve C-şekilli kanallar gibi anomaliler bulunabilir. (Buhrley, Barrows, BeGole, & Wenckus, 2002; Tabassum & Khan, 2016).

Dişler, bilinen anomalilerin görülmediği durumlarda bile, fizyolojik veya patolojik etkenlerle beraber normal sahip olduğu anatomiye göre farklılıklar gösterebilir. Bunlar dişin sürmesinden sonra normal okluzyon halindeyken veya okluzal travma, periodontal hastalık, çürük, derin restoratif uygulamalar gibi faktörlere bağlı olarak kök kanal sistemi içerisinde görülen dentin birikimleridir. Bu dentin birikimleri ile dişler daha dar ve keskin hatlarla karakterize kanal yapısına sahip olabilmektedir (Gani ve ark., 2014; Johnstone & Parashos, 2015; J.-H. Lee ve ark., 2011).

Kök kanallarının standart morfolojik yapısından farklılık gösteren varyasyon ve anomaliler, bulunduğu dişlerin kök ve kanallarında değişiklikler oluşturmaktadır. Bunların her biri kanalların bulunduğu konum, kanal ağız yapısı ve sahip olduğu kanal eğimlerinde değişikliklere neden olmaktadır. Bu değişiklikler, kök kanallarının tespiti ve kanallara düz bir şekilde ulaşılmasını engelleyerek, aletlerin kanala açılı girişlerine neden olabileceği ve kanalların sahip olduğu eğimlerin de aletlerin kanalda açılı bir şekilde ilerleyebilmesine neden olur. Bu durum, ideal kök kanal preparasyonunu zorlaştırmakta ve endodontik tedavi başarısını tehlikeye atan birçok komplikasyona neden olabilmektedir (Balani, Niazi, & Rashid, 2015; De Moor, Deroose, & Calberson, 2004; Estrela, Bueno, Sousa-Neto, & Pécora, 2008; Jafarzadeh & Abbott, 2007; Jain & Tushar, 2008; Mounce, 2007; Souza-Flamini ve ark., 2014; Versiani, Martins, & Basrani, 2019; Vertucci, 1984).

Kök kanal morfolojisinin sahip olduğu varyasyon ve gösterdiği anomalilerin bilinmesi, klinisyenlerin kök kanal preparasyonu sırasında karşılaşılabileceği komplikasyonların azaltılması ve kök kanal tedavisinin başarısını artırılmasında önemli bir etkiye sahiptir (J.-H. Lee ve ark., 2011; O. A. Peters, Laib, Göhring, & Barbakow, 2001; O. A. Peters, Peters, Schonenberger, & Barbakow, 2003a).

2.3.4. Giriş Kavitesine Bağlı Faktörler

Endodontik tedavi prosedürlerinin eksiksiz bir şekilde yerine getirilebilmesi için kök kanal sistemine giriş sağlamak amacıyla dişte hazırlanan kaviteye giriş kavitesi denilmektedir (AAE (2020) *Glossary of endodontics terms*, 10th edition. Chicago: American Association of Endodontists)(Rover ve ark., 2017). İdeal bir giriş kavitesinde, mümkün olduğu kadar sağlam diş dokusunu korumak şartıyla mevcut çürüklerin

temizlenmesi, koronal pulpa dokusunun kaldırılması, kök kanal ağızlarının bulunması ve aletlerin kök kanallarına doğrudan ulaşımının sağlanması amaçlanmaktadır (J. L. Gutmann & Fan, 2020).

Literatürde geleneksel giriş kavitesi tasarımları G.V. Black ilkelerine (Black, 1955) bağlı olarak yapılır (Ingle, 2009). Geleneksel giriş kavitesi tasarımı; aletlerin kanal ağzına, kanaldaki ilk eğime veya apekse düz bir ulaşım sağlayacak bir form elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Böylelikle endodontik preparasyonun en iyi şekilde yapılacağı ve alet kırılma riskinin en aza indirileceği görüşü hâkimdir (Mannan, Smallwood, & Gulabivala, 2001). Son yirmi yılda ise endodontik preparasyonda kullanılan aletler ve yüksek ayrıntılı görüntüleme sistemleri gibi teknolojik gelişmelere bağlı olarak, geleneksel yaklaşımlar yerine dişin kendi kök kanal morfolojisine uygun (kanal sayısı, eğimleri ve derecesi gibi) giriş kaviteleri açılabilmesi düşünülmeye başlanmıştır (Bóveda & Kishen, 2015; Clark & Khademi, 2010).

Endodontide, eğimli kök kanallarına düz bir şekilde ulaşabilmek ve eğeler üzerinde biriken stresi azaltabilmek için açılan geleneksel giriş kavitelerinde, fazla miktarda sağlam dentin dokusu kaldırılabilir (Kishen, 2006; Patel & Rhodes, 2007). Bu yaklaşım endodontik tedavi işlemlerini, rahat bir görüş ve çalışma imkanı sağlayarak kolaylaştırmış olsa da kalan diş dokusu ve restorasyon gerekliliklerini göz ardı etmektedir (Moezizadeh & Mokhtari, 2011). Ayrıca endodontik tedavili dişlerin en sık çekilme nedenlerinden birisi, dişlerin biyomekaniğindeki değişiklikler sonucu kırıkların neden olduğu diş dokusu kayıplarıdır (Dietschi, Duc, Krejci, & Sadan, 2008; Tzimpoulas, Alisafis, Tzanetakis, & Kontakiotis, 2012). Konu hakkında yapılan çalışmalarda, aksi yönde görüşler mevcut olmasına rağmen, diş yapısındaki fazla madde kayıpları endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanımını azaltan asıl faktör olduğu hakkındaki

görüş hâkimdir (Denehy & Boyer, 1987; Soares, Martins, Fonseca, Correr-Sobrinho, & Neto, 2006).

Endodonti alanında, minimal invaziv yaklaşım düşünceleriyle beraber konservatif, ultra konservatif ve ninja giriş kaviteleri gibi giriş kavitesi tasarımları tanımlanmıştır (Zhang ve ark., 2019). Bu giriş kavitesi tasarımları, dişin kendi anatomisine uygun ve sağlam diş dokusu korunması gerekliliğine bağlı olarak öncelikle var olan restoratif maddelerin kaldırılması, dentin dokusundan ziyade mine dokusunun kaldırılması ve servikal yerine okluzal genişletmelerle birlikte görüş alanı ve kök kanallarına erişimin sağlanması prensibini benimsemektedir (Gluskin, Peters, & Peters, 2014). Bu tasarımlar sayesinde endodontik tedavili dişlerin uzun dönem ağızda kalmasında etkili olduğu düşünülen periservikal dentinin en yüksek düzeyde korunması amaçlanmaktadır (Bóveda & Kishen, 2015).

Minimal invaziv giriş kavitelerinde, geleneksel giriş kavitesine kıyasla pulpa odası tavanı parsiyel olarak kaldırılarak pulpa boynuzlarını koruyan iç bükey bir kavite duvarları oluşturulur (Clark & Khademi, 2010). Bu giriş kavitelerinde pulpa odası ve kanal ağzlarının tümü ancak klinisyen ayna açısını değiştirdiği zaman incelenebilmektedir (Plotino ve ark., 2017). Minimal invaziv kavite tasarımları haricinde, standart bir şekilde dişlerin lingual veya okluzal yüzeyi yerine dişlerdeki mevcut çürük ve restorasyonların bulunabileceği aproksimal, bukkal veya kole bölgelerinden de açılacak farklı giriş kavitesi tasarımları bulunmaktadır (Dietschi ve ark., 2008; E. Silva ve ark., 2020).

Minimal invaziv yaklaşımların hedefi, dişlerin sağkalım oranını artırmak amacıyla, olabildiğince az miktarda sağlam doku kaldırılarak kök kanallarına ulaşım

sağlanmasıdır. Nitekim minimal invaziv kavite yaklaşımları pulpa odasına sınırlı bir görüş ve ulaşım neden olarak enfekte dentinin tam çıkarılamaması, kök kanal morfolojisinin tam tespit edilememesi, kanal anatomisine düz bir ulaşım sağlanamaması gibi olumsuz durumlara neden olabileceği de belirtilir. Yapılan çalışmalarda da yeterli kavite genişletmesinin sağlanamadığı durumlarda, kanal aletlerinin değişen dentin temasına bağlı olarak preparasyon etkinliğinin azalmasına ve kök kanallarında transportasyon, basamak, perforasyon ve alet kırılmaları gibi komplikasyonların gözlenebileceği belirtilmiştir (Eaton ve ark., 2015; Moore ve ark., 2016; Rover ve ark., 2017; E. J. N. L. Silva ve ark., 2018). Bu tasarımlarda, sınırlı bir doku kaldırılmasından dolayı pulpa odasına, kanal ağızlarına ve kök kanallarına direkt bir görüş ve ulaşım her zaman mümkün olamayacağı belirtilmektedir. Bu tasarımların eğimli iç duvar yapısı, kanal aletlerinin kök kanallarına ulaşımı sırasında bir açılanmaya sebep olacağı, bu durumun da preparasyon sırasında kök kanalları ve kanal aletleri üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir (Clark & Khademi, 2010; Eaton ve ark., 2015; Moore ve ark., 2016; Plotino ve ark., 2017; Rover ve ark., 2017; E. J. N. L. Silva ve ark., 2018).

2.3.5. Operatöre ve Materyale Bağlı Faktörler

Günümüzde teknoloji alanındaki gelişmelere paralel olarak endodonti alanında farklı tedavi prensiplerinde kullanılmak üzere çok sayıda kanal aleti üretilmektedir. Bu kanal aletlerinin farklı özelliklere sahip olduğu bilinmekte ve bu farklı özelliklerine bağlı olarak kullanım şeklinde değişiklikler veya kullanımlarında sınırlamalar oluşabilmektedir (Abu-Tahun, Al-Rabab'ah, Hammad, & Khraisat, 2014; G. S. Cheung & Liu, 2009). Bu sınırlamalar hastaya, kanal anatomisine ve farklı tedavi prensibine de bağlı olarak oluşmakta ve preparasyon sırasında komplikasyonların gözlenmesine neden

olabilmektedir (Cunningham & Senia, 1992; Stropko, 1999; Walia, Brantley, & Gerstein, 1988). Literatürde endodontik komplikasyonların birçoğunun kullanılan malzeme ve hekimin tedavi teknikleriyle alakalı olduğu belirtilir. Materyal ve teknik alanda yaşanan gelişme ve iyileştirmelerin tedavi başarısını artırsa da klinisyenin beceri ve deneyiminin yerine geçemeyeceği ancak bir yardımcı olacağı belirtilmektedir (AAE, Case Diffucult Assesment Guidline 2022).

Klinisyen becerilerinin endodontik tedavi başarısında temel bir faktör olduğu bilinmektedir. Özellikle hekimin malzeme bilgisinin ve deneyiminin azalmasıyla endodontik tedavinin sonucunu tehlikeye atabilecek komplikasyonlar daha sık gözlenebilmektedir (Kulić, Nogo-Živanović, Krunic, Vujašković, & Stojanović, 2011). Tedavilerin başarısını değerlendiren birçok çalışma özellikle pratisyen diş hekimlerinin endodontik tedavi kalitesinin düşük olduğunu bunun da sebebinin operatör deneyimiyle alakalı olabileceğini belirtmişlerdir (Miçooğulları Kurt ve ark., 2022; L. B. Peters, Lindeboom, Elst, & Wesselink, 2011). Ayrıca posterior dişlerde kompleks anatominin artmasıyla beraber daha fazla komplikasyon gözlendiği bunun sebebi olarak da görüş alanıyla beraber hekimin bilgi ve tedavi becerilerinin de kısıtlanmasının olabileceği belirtilmiştir (Almohaimede, AlShehri, Alaiban, & AlDakhil, 2022; Haug, Solfeld, Ranheim, & Bårdsen, 2018; Smith, Setchell, & Harty, 1993). Operatörün sahip olduğu bilgi ve edindiği beceriler endodontik tedaviler hakkında deneyimini oluşturmakta ve böylelikle uygun vaka seçimi, uygun materyal ve vakaya özgü tedavi tekniklerinin kullanılmasıyla birlikte tedavi başarısını artırmaktadır (Hatipoğlu & Akıncı, 2022; Torabinejad ve ark., 2007).

Endodontide preparasyon tekniği ve etkinliği, aletlerin klinik performansları ve kırılmalarının incelendiği birçok çalışma mevcuttur. Bunlar arasında klinisyenlerin kullanım şeklindeki değişikliklere ve kullanılan materyallerin özelliklerine bağlı olarak farklı giriş açılarının oluşabileceği belirtilerek bu aılanmaların etkilerini inceleyen çalışmalar yapılmıştır (Alovisi ve ark., 2018; Bahcall, Carp, Miner, & Skidmore, 2005; Di Nardo ve ark., 2021; La Rosa ve ark., 2019; Pedullà ve ark., 2018).

2.4. KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN ALETLER

Endodontide NiTi döner kanal aletleri, daha hızlı ve kaliteli endodontik tedavi yapılmasına olanak sağlamış ve günümüze kadar üzerinde yapılan geliştirmeler sonucunda üretilen farklı özellikteki NiTi aletler sayesinde preparasyon sırasında yaşanan zorluklara ve gelişmesi muhtemel komplikasyonlara karşı klinisyenlere kolaylık sağlamıştır (Haapasalo & Shen, 2013; Thompson, 2000; Walia ve ark., 1988). Günümüzde farklı birçok Ni-Ti kanal aleti bulunmasıyla beraber bu aletlerin temelde alaşım, kinematik ve kesit dizaynı gibi özelliklerinde değişiklikler yapılmakta olduğu görülmektedir (Haapasalo & Shen, 2013).

Endodontide kullanılan Ni-Ti alaşımlar 1:1 atomik oranda (eř atomlu) ve ağırlık olarak % 56 nikel ve % 44 titanyum içermektedir (Walia ve ark., 1988). Ni-Ti alaşımlar karakteri ve fiziksel özelliklerini belirleyen 3 farklı mikro yapısal faz bulundurur. Bu fazlar yüksek sıcaklık ve düşük stres değerlerinde bulunan östenit faz, düşük sıcaklık ve yüksek stres değerlerinde bulunan martensit faz ve bu fazların geçişi sırasındaki sıcaklık değişimine bağlı olarak ortaya çıkan R fazı olduğu belirtilmektedir (Shen, Zhou, Zheng, Peng, & Haapasalo, 2013).

Alaşım normal durumlarda östenitik kristal fazda bulunur ve uygulanan gerilme kuvvetiyle martensitik bir yapıya dönüşebilmektedir. Martensitik yapıya geçen alet, üzerindeki gerilme kuvveti serbest bırakıldığında veya yüksek sıcaklık uygulanması ile östenit yapıya yani orijinal haline geri dönebilmektedir (Mantovani, 2000; Wever ve ark., 1998). NiTi alaşımlarda östenitik ve martensitik fazlar arasındaki geçişin sonucunda, endodontik aletler üzerinde şekil hafızası ve süper elastikiyet olarak adlandırılan iki özgün özellik ortaya çıkmaktadır (Thompson, 2000).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan kanal aletleri, geleneksel NiTi alaşımların ısıl işlemlerden geçerek üretilmesi esasına dayanmaktadır. Isıl işlemler eğelerin üretim aşamalarında veya sonrasında mekanik özelliklerinin geliştirilerek kırılma dirençlerinin ve kesme verimliliklerinin artırılması amacıyla uygulanmaktadır (Gianluca Gambarini, Grande, ve ark., 2008b). NiTi alaşımlara ilk olarak yüzey pürüzsüzlüğünün giderilerek kesme verimliliğinin artırılması amacıyla elektrokimyasal yüzey işlemleri (Elektro polisaj) uygulanmıştır (Anderson, Price, & Parashos, 2007). Daha sonraki yıllarda NiTi alaşımlara ısıtma soğutma işlemleri uygulanmış ve bu sayede eğelerin martensit oranları artırılarak daha esnek yapıda eğeler üretilmesi hedeflenmiştir (De-Deus ve ark., 2017). Ayrıca geleneksel NiTi alaşımlara göre mekanik özellikleri yüksek olan M-wire alaşımlar üretilmesi ile eğelerin döngüsel yorgunluk direnci ve esnekliklerinin artırıldığı belirtilmektedir (Gianluca Gambarini, Gerosa, De Luca, Garala, & Testarelli, 2008; Ye & Gao, 2012). Ayrıca ısıl işlemler sayesinde, eğelerin üretim aşamasında da değişiklikler yapılarak aşındırma yerine ısıtma-soğutma işlemleri ve bükme yöntemiyle istenilen şekillere sahip eğeler üretilebilir. Bu yöntemle üretilen R-faza sahip eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençli oldukları belirtilmektedir (Gianluca Gambarini, Grande, ve ark., 2008). Sonraki sürelerde yüksek martensit orana sahip NiTi alaşımların, sahip

olduğu süperelastik özelliklerinin de kaldırılmasıyla CM-wire NiTi aletler geliştirilmiştir ve bu alaşıma sahip eğelerin kanal anatomisine daha uygun bir preparasyon sağlayabilmektedir (Kishore ve ark., 2017). CM-wire alaşımların yeniden ısıtılma işlemi sonucu yüzeyinde oluşan titanyum oksit tabakasına bağlı olarak mavi ve altın alaşımlara sahip eğeler üretilmektedir. Mavi ve altın alaşımlara sahip eğelerin esneklikleri çok fazla olmasıyla birlikte kontrollü hafıza özelliği göstermekte ve bu özelliklerin eğimli kanallarda transportasyonu azalttığı belirtilmektedir (Gavini ve ark., 2018; Shen ve ark., 2016). Yakın zamanlarda ise farklı bir ısıtılma uygulaması sayesinde şekil hafızası ve süperelastisiteyi birleştiren Max-wire alaşım geliştirilerek düzensiz kanalların preparasyonunda kolaylık sağlayacağı belirtilmektedir (Zupanc, Vahdat-Pajouh, & Schäfer, 2018).

İlk tasarlanan NiTi aletler, havalı ve redüksiyonlu başlıklarda ve günümüzde yaygın olarak kullanılan elektrik kontrollü motorların ilk üretildiği zamanlarda, sadece tam rotasyon (360°) hareketiyle kullanılmaktaydı (Gavini ve ark., 2018). Sonraki yıllarda simetrik veya asimetrik açılarda saat yönü ve tersine dönebilen yani resiprokal hareketiyle çalışan motorlarda kullanılmak üzere NiTi eğeler tasarlanmıştır. Bu resiprokasyon hareketi, preparasyon sırasında apikal transportasyonu azalttığı ve NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini artırdığı belirtilmiştir. (Ahn, Kim, & Kim, 2016; Yared & Alasmar Ramli, 2013). Ayrıca yakın zamanlarda her iki hareketin de kullanıldığı otomatik tork reverse (OTR) özelliğe sahip motorlarla, rotasyon hareketiyle çalışan kanal aletlerinin kanalda sıkıştığı zaman hareket kinematiği resiprokal moda dönerek eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun azaltacağı belirtilmektedir (Gianluca Gambarini ve ark., 2016).

İlk tasarlanan NiTi aletler, paslanmaz çelik eğelere göre belirgin bir konisite artışı yaşamıştır ve bu artan koniklik değerleri ile daha hızlı ve kök kanal anatomisine daha uygun preparasyon yapma amacıyla üretilmiştir. Bu aletlerin enine kesit tasarımı U-şekilli olmakla beraber radyal alanların fazla olması nedeniyle de pasif kesme özelliği göstermekteydi (Bryant, Thompson, Al-Omari, & Dummer, 1998; Haapasalo & Shen, 2013). Daha sonraki üretimlerde eğelerin pasif kesme özelliğine neden olan radyal alanlar azaltılarak aktif kesme özellikleri kazandırılmış ve böylece preparasyon sırasında kullanılan alet sayısı azaltılmıştır. Ayrıca sabit olan konisite artışı da değiştirilerek alet boyunca artan veya azalan koniklik değerleri oluşturulmuştur. Bu değişken konisitenin kanal geometrisine daha uygun ve sınırlı bir preparasyon yapma imkanı sağladığı ve eğeler üzerinde biriken stresi azalttığı belirtilmiştir (Clifford J Ruddle, 2001). Daha sonraki yıllarda, enine kesitlerinin merkezden uzak olacak şekilde tasarlanması ile de NiTi aletler, preparasyon sırasında asimetrik hareketler göstererek kanal içerisinde ilerleme sağlamış ve böylece aletlerin dentinle teması azalmasıyla sıkışma ve kırılma riskinin önlenmesi sağlanmıştır (Hashem, Ghoneim, Lutfy, Foda, & Omar, 2012). Ayrıca aletlerin kesit tasarımları da değiştirilerek kare, asimetrik dikdörtgen, üçgen, 'S' kesit ve bunların kombinasyonları ile eğeler üretilmiş ve bu tasarımlarla beraber debrislerin koronal bölgeye taşınmasının artırıldığı, vidalama kuvvetlerinin azaltıldığı ve kesme etkinliklerinde artış sağlandığı belirtilmiştir (Berutti, Negro, Lendini, & Pasqualini, 2004; Diemer, Michetti, Mallet, & Piquet, 2013; Hashem ve ark., 2012).

Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğelerle kıyaslandığında daha dayanıklı yapıda ve esnek olsalar da bu eğelerin kullanım sırasında kanalda beklenmedik şekilde kırılmaları büyük bir problem olarak görülmektedir (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). NiTi aletlerin kırılmasında kesit tasarımı, kesit dizaynı (Madarati, Watts, & Qualtrough,

2008), üretim hataları (Shen ve ark., 2013), kullanım sayıları gibi NiTi aletlere bağlı faktörlerin yanında kullanım şekli (Shen, Haapasalo, Cheung, & Peng, 2009), preparasyon tekniği, dönme hızı (McSpadden, 2007), uygulanan tork, klinisyenin uyguladığı kuvvet (Yared, Bou Dagher, & Machtou, 2001a) gibi hekim kaynaklı faktörler de etkili olmaktadır. NiTi aletler, torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak beklenmedik ve öngörülemeyecek şekilde kırılabilmekte ve bu durum tedavi sonucunu olumsuz etkileyebilmektedir. (Di Fiore, 2007; Haapasalo & Shen, 2013; Yum, Cheung, Park, Hur, & Kim, 2011). Döngüsel yorgunluğa bağlı kırıklar eğenin çalışma sırasında tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalması sonucunda (Ha, Kwak, Kim, & Kim, 2016; Kuhn, Tavernier, & Jordan, 2001), torsiyonel kırıklar ise özellikle dar kanalların preparasyonu sırasında artan vidalama kuvvetleri ile aletin uç kısmının kanalda sıkışması sonucunda meydana gelmektedir (Martin ve ark., 2003). Aletin uç kısmının kanalda sıkışması ancak shaft kısmının dönmeye devam etmesi sonucunda eğeler üzerinde biriken torsiyonel stresler, NiTi aletlerin elastik limitini aştığı zaman plastik deformasyon veya alet kırılması gibi durumlara neden olabilmektedir (J. Y. Lee, Kwak, Ha, & Kim, 2020; Yum ve ark., 2011).

2.5. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN KANAL ALETLERİ

2.5.1. Protaper Next

ProTaper Next (PTN, Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner ege sistemi ısıtıl işlem uygulanarak üretilmiş M-wire NiTi alaşım yapısına sahiptir. Bu alaşım yapısı eğeye daha fazla esneklik ve yorulma direnci sağlamaktadır. PTN eğeleri değişken konisiteye ve merkezden uzak dikdörtgen kesit özelliklerine sahiptir. Bu farklı enine kesit tasarımı debrislerin taşınması için daha fazla alan oluşturmakta ve preparasyon sırasında

eğeye yilansı kıvrılma hareketi (swaggering) kazandırır. Ayrıca bu kesit tasarımı sayesinde eğenin kanal içinde sıkışması engellenerek torsiyonel stres oluşumunu azaltması beklenir (Clifford J Ruddle, 2001; Van Der Vyver & Scianamblo, 2014). PTN eğe sistemi X1, X2, X3, X4 ve X5 olmak üzere 5 adet eğeden oluşmakta ve uç çapları ile konisitesi sırasıyla 17.04, 25.06, 30.07, 40.06 ve 50.06'dır. PTN eğeleri, 300 rpm hızda ve 2-5,2 Ncm tork değeri arasında kullanılabilir. ProTaper Next sisteminde tüm eğeler kanalın uzunluğu, çapı ve eğimi dikkate alınmadan ISO sıralamasındaki renklere sadık kalınarak kullanılır (Clifford J Ruddle, Machtou, & West, 2013).

2.5.2. One Curve

One Curve (OC, MicroMega, Besançon, Fransa) sürekli rotasyon hareketi altında çalışan bir NiTi tek eğe sistemidir. OC eğelerinin sahip olduğu NiTi alaşım C-wire olarak adlandırılan özel ısıtım işlemleriyle üretilmiştir. Bu alaşım yapısı eğelere şekil hafızası ve önceden eğim verilebilme özelliklerini kazandırmıştır. Ayrıca sahip olduğu esneklik sayesinde kanal eğimlerini koruyabilme avantajına sahiptir. Eğenin sahip olduğu kesit tasarımı uç kısımda üçgen şekilli başlayıp aletin shaft kısmına doğru 'S' şekline dönüşmektedir (Serafin, De Biasi, Franco, & Angerame, 2019; Topçuoğlu, Topçuoğlu, Kafdağ, & Balkaya, 2020). Değişken kesit tasarımlarına sahip olmasının, eğenin kesme etkinliği ve kanal merkezinde kalma yeteneğini artırdığını belirtilmektedir (Zupanc ve ark., 2018). OC tek eğe sistemi uç kısımda 0,25mm çapa ve %6 konisiteye sahiptir. Üretici firma rotasyon 300 rpm hızda ve 2.5 N.cm tork değerleri altında sürekli rotasyon hareketi ile kullanılmasını tavsiye etmiştir (Elnaghy & Elsaka, 2018).

2.5.3. One Recı

One Recı (OR, MicroMega, Besançon, Fransa) yakın zamanda üretilen resiprokasyon hareketi ile çalışan NiTi tek eğe sistemidir. Bu eğeler özel bir ısıtıl işleminden geçerek üretilmiştir. Eğenin sahip olduğu C-wire NiTi alaşım eğelere üstün esneklik özelliği sağlayarak ve kanal merkezinde kalma yeteneği sağlamıştır. Üçgen şekilli başlayan enine kesit tasarımı gövdeye doğru kademeli olarak 'S' kesit yapısına dönüşmektedir. Ayrıca aletin sahip olduğu merkez dışı kesit tasarımının sunduğu daha fazla alan derin oluklarıyla beraber preparasyon sırasında oluşan debrislerin koronal bölgeye doğru taşınmasını artırarak daha yüksek bir kesme etkinliği sağlamaktadır. Üretici firma eğenin 170° saat yönünün tersine ve 60° saat yönünde kullanılmasıyla kesme hareketini tamamlayacağını belirtmiştir. Üretici firma 20.04, 25.04, 25.06, 35.04 ve 45.04 olmak üzere farklı 5 eğe sunmuştur (Kharouf ve ark., 2022).

2.6. TORK VE KUVVET

Kuvvet (F) bir cismin üzerinde harekete veya gerilime neden olabilecek dış etkidir ve dinamometre ile ölçülür. Kuvvet, niteliği gereği vektörel bir büyüklük olup başlangıç noktası, doğrultusu, şiddeti ve yönü olmak üzere belirleyici dört unsura sahip olup Uluslararası Birim Sisteminde (SI) birimi Newton'dur (N) (Feynman, Leighton, & Sands, 1965; Sears, Zemansky, & Young, 1982).

Tork (τ), bir nesnenin belirli bir eksen etrafında dönmesine neden olan kuvvettir (Berutti ve ark., 2014). Bir mili veya cıvata gibi nesneyi döndürme sırasında oluşmakta ve aynı zamanda iş yapabilme kapasitesidir. Tork (kuvvet momenti) için SI birim sisteminde birimi N.m (Newton-metre)'dir (Bahia, Melo, & Buono, 2006).

Tork, statik ve dinamik ölçümler olarak iki farklı şekilde ölçülebilmektedir.

Statik tork (tepki torku), nesne üzerinde hareket olmadığı durumlarda yani denge halindeki sabit nesnenin tepki kuvvetinin ölçülmesidir. Tork ayarlı anahtarlar bu sistemlere verilebilecek en iyi örnektir (Hamza I, 2021).

Dinamik tork ölçümlerinde ise sürekli dönen bir nesnenin değişen hız ve zamana bağlı olarak oluşturduğu tork belirlenir. Günümüzde dinamik ölçümler için direnç gerinim ölçer (Strain-Gauge), büküm açısı ve faz kayması (burulma sapması), fotoelektrik ve manyetoelektrik sensörler gibi dinamik torkmetreler kullanılır (Hamza I, 2021).

2.6.1. Endodontide Tork ve Kuvvet

Kanal preparasyonu sırasında vertikal, horizontal, oblik ve bunların bileşkesi her türlü hareket ve kuvvet kanal aletlerine uygulamaktadır. (J. Blum ve ark., 1999; J. Blum, Machtou, Ruddle, & Micallef, 2003; Ha & Park, 2012). NiTi aletlere uygulanan ve dikey yönde hareket etkisi oluşturan tüm etkiler diş üzerinde bir apikal kuvvet oluşturmaktadır (Hübscher, Barbakow, & Peters, 2003; O. A. Peters ve ark., 2003a). Ayrıca preparasyon sırasında NiTi aletler spiral konfigrasyonu nedeniyle de bıçaklarının kök kanalına bağlanması sonucunda bir vidalama etkisine neden olmakta ve bu etkiyle de apikal yönde bir kuvvet oluşmaktadır (J. Ha ve ark., 2015; Tokita ve ark., 2017).

Endodontide tork ise, kanal aletini döndürmek için gerekli olan kuvvettir (G Gambarini, 2000; Yared, Bou Dagher, & Machtou, 2001b). Kanal preparasyonu sırasında NiTi aletleri sabit bir hızda döndürebilmek için endomotorların mutlak olarak tork

üretmesi gereklidir (Berutti ve ark., 2014; Yared ve ark., 2001b). Bu tork preparasyon sırasında dentinin kesilmesini sağlar (Jamleh ve ark., 2016).

Tork günümüzde kullanılan endodontik motorlar üzerinden ayarlanabilmektedir. Ayarladığımız tork değerleri genel olarak kullanılan NiTi aletlerin performansını etkiler. Tork değerlerinin artırılmasıyla oluşacak dönme kuvvetindeki artış, NiTi aletleri daha aktif hale getirerek eğelere yüksek kesme verimliliği sağlar. Düşük tork değerlerinde ise NiTi aletlerin kesme etkinliği azalacak ve kanal içerisinde ilerleme durumu zorlaşacaktır (Gianluca Gambarini, 2001a, 2001b; Yared, Bou Dagher, Machtou, & Kulkarni, 2002).

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında NiTi aletlerin dentinle teması sonucu alet ve dentin üzerinde gerilimler oluşmaktadır. Bu temas alanlarındaki etkileşimler ve sürtünme kuvveti bir tork kuvveti oluşturur (Schrader & Peters, 2005). Endodontide ‘dinamik tork’ ifadesi kanal preparasyonu sırasında NiTi kanal aletinin apikal alana doğru ilerlerken oluşturulan tork kuvvetlerinin miktarı olarak tanımlanır. Oluşan bu kuvvetlerin miktarı preparasyon sırasındaki stres göstergelerinin bir parametresi olarak değerlendirilebilmektedir (Kwak, Shen, ve ark., 2022).

Tork kuvvetleri; NiTi aletlerin özelliklerine, kök kanal anatomisine ve kanal aletlerinin preparasyon sırasındaki dentin temasına bağlı olarak değişir (Bahia ve ark., 2006; O. A. Peters ve ark., 2003a; Schrader & Peters, 2005). Ayrıca kanal aletleri üzerinde artan kuvvetler ve preparasyon sırasında oluşan vidalama kuvvetleri de preparasyon sırasındaki tork kuvvetlerinin artışına neden olabilmektedir (Ha & Park, 2012; Kobayashi, Yoshioka, & Suda, 1997). Endomotor üzerindeki tork ve hız değerlerinin artışına bağlı olarak da artan tork değerleriyle oluşan fazla stres, kesme verimliliği artırılması yanında kök dentini veya kanal aletlerine de iletilebilmektedir

(Jamleh ve ark., 2016). Bu yüksek stres durumlarında daha fazla dentin çatlağı (J. Blum ve ark., 1999; Dane ve ark., 2016), aşırı yük altında elastik limitlerini aşan NiTi aletlerde plastik deformasyon veya kırılmalar oluşabilmektedir (Gianluca Gambarini, 2001b; Yared ve ark., 2002).

2.6.2. Endodontide Tork ve Apikal Kuvvet Ölçme Yöntemleri

NiTi aletlerin torsiyonel dirençlerini statik tork ölçümü yöntemi ile belirlenir. Statik tork ölçüm yöntemlerinde eğe kırılıncaya kadar tek bir yönde dönme kuvveti uygulanmakta ve oluşan toplam torsiyonel yük eğenin tolere edebileceği maksimum tork değerine karşılık gelmektedir. Bu yöntemle eğenin kırılma anındaki tork değerleri belirlenmektedir (Zinelis, Magnissalis, Margelos, & Lambrianidis, 2002). (International Organization for Standardization. ISO 3630-1. Dental Root-Canal Instruments: Files, Reamers, Barbed Broaches, Rasps, Paste Carriers, Explorers and Cotton Broaches; ISO: Geneva, Switzerland, 1992). Günümüzde kullanılan endodontik motorlar auto-reverse özelliği bulundurur ve resiprokasyon sistemine sahip eğelerde de tek bir dönme yönü yoktur. Ayrıca kök kanallarının sahip olduğu eğim, kalsifikasyon, genişlikler, dentin sertlik değerleri ve operatörün uyguladığı kuvvet gibi faktörlerin stres oluşumna etki edebileceğinden dolayı statik ölçümlerin kliniği tam yansıtmadığı ve daha güvenilir test yöntemlerine ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir (Kwak, Abu-Tahun, Ha, & Kim, 2021; Yared ve ark., 2001b).

Kök kanal şekillendirme işleminin dinamik bir işlem olduğu düşüncesiyle Blum ve ark. çekilen dişler üzerinde preparasyon sırasında oluşturulan aksenal kuvvet ve tork değerlerini analiz edecek bir düzenek hazırlamışlardır (J. Blum ve ark., 1999). Bu test düzeneğinde kullanılan tork sensörleri ve gerinim ölçerler, preparasyon sırasındaki tork

ve apikal kuvvetlerin ölçülmesi ve kaydedilmesine olanak sağlamıştır (Jamleh, Alfadley, Alghofaili, Jamleh, & Al-Fouzan, 2020; Kimura ve ark., 2020; Maki ve ark., 2019; Pereira, Singh, Arias, & Peters, 2013). Daha sonraki yıllarda da preparasyon anındaki aksiyel kuvvet ve tork miktarının ölçülerek kaydedildiği birçok sistem ve çalışma yapılmıştır (Kwak ve ark., 2018; Kwak, Ha, Cheung, Kim, & Kim, 2019; Kwak, Ha, Shen, Haapasalo, & Kim, 2021). Günümüzde, tork sensörleri ve gerinim ölçerlerle oluşturulan dinamik preparasyon düzenekleri ile yapılan çalışmaların, eğelerin klinik performansları ve komplikasyon göstermeden çalışabilecekleri değerlerin belirlenmesi adına daha güvenilir olduğu belirtilmektedir (Kwak, Abu-Tahun, ve ark., 2021).

Daha önceki yapılan çalışmalarda, kök kanal anatomisi (kanal eğimi, kalsifikasyonu, genişliği), NiTi aletlerin özellikleri (kesit tasarımı, kinematığı, çapı, konisitesi, alaşım ve uygulanan ısı işlemler), preparasyon prensipleri (preparasyon tekniği, gagalama hızı ve derinliği, glide path oluşturulması) ve klinisyen (deneyim, uygulanan kuvvet) farklılıklarına bağlı olarak oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerinin incelendiği ve bu değerlerde farklılıklara neden olduğu bildirilmiştir (Ha ve ark., 2017; Kwak ve ark., 2018; Kwak, Ha, ve ark., 2019; Kwak, Ha, ve ark., 2021; Maki ve ark., 2019; O. A. Peters & Barbakow, 2002; Yared ve ark., 2001b). Bilgimiz dâhilinde, kanal aletlerin preparasyon sırasında kök kanallarına açılı yerleştirilmesi durumunda tork ve apikal kuvvetler değerleri üzerine etkisi hakkında herhangi bir çalışma yapılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; farklı alaşım, kesit tasarımı ve kinematiklere sahip 3 farklı NiTi eğenin 3 farklı giriş açısı durumundaki tork ve apikal kuvvet değerlerini incelemektir. Hipotezimiz, farklı ege gruplarında ve farklı giriş açılarında tork ve apikal kuvvet değerlerinin benzer olacağı yönündedir.

3. MATERİYAL VE METOD

Kök kanal tedavisinde preparasyon amacıyla kullanılan farklı NiTi kanal aletlerinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla planlanan mevcut uzmanlık tez çalışmasının etik kurul onayı Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 03/11/2022 tarih ve 2022/19 sayılı kararı ile alındı (Ek-1). Bu tez çalışmasına ait planlama, örneklerin toplanması ve hazırlanması, deney hazırlıkları, apikal kuvvet ve tork değerlerinin ölçülmesi işlemleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Kliniği ve Klinik Laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.1. ÖRNEKLEM SAYISININ HESAPLANMASI

G*Power 3.1.9.7 paket programında F test ailesi kullanılarak 0.30 etki boyutunda, %0,5 hata payında, %80 güç ile en az 86 diş modeli kullanılması gerektiği hesaplanmıştır. Örneklem sayısının her bir grup için homojenitesini sağlamak ve veri sayısını artırmak için 90 diş modeli kullanılmasına karar verilmiştir.

3.2. DİŞLERİN SEÇİMİ

Çalışmamızda, periodontal nedenlerle yeni çekilmiş, kök ucu bütünlüğü bozulmamış 90 adet tek köklü tek kanallı insan alt keser dişi kullanıldı. Çalışmada kullanılan dişlerin seçimi aşağıdaki kriterlere uygun olarak yapıldı;

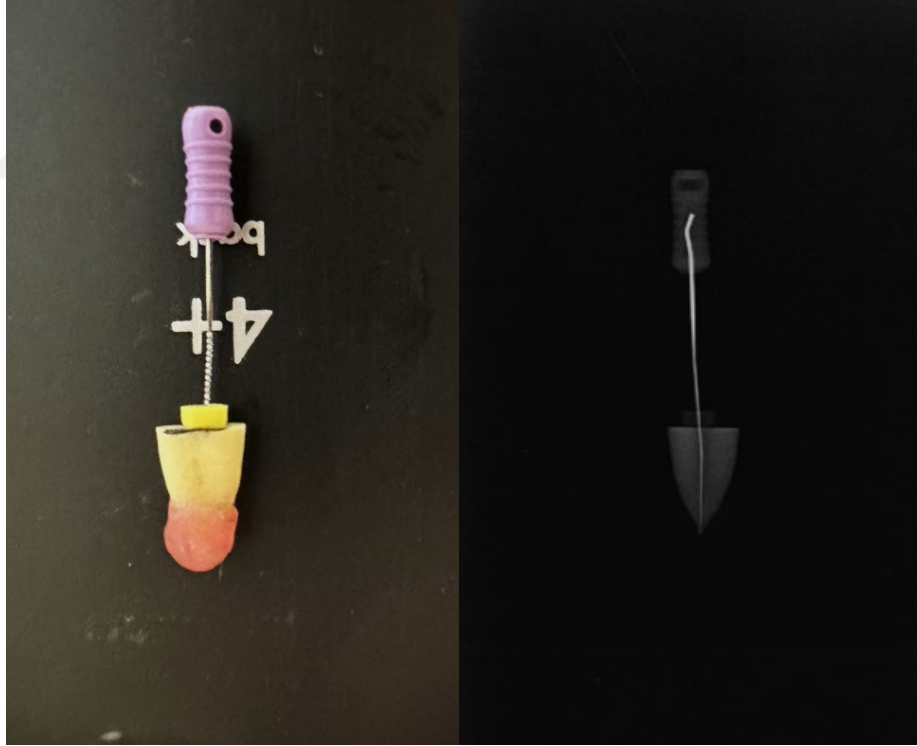
- Dişlere daha önceden herhangi bir tedavi uygulanmamış olması
- Dişlerin tek köke ve tek kanala sahip olması
- Dişler kök gelişimini tamamlamış olması
- Dişlerde herhangi bir anomali bulunmaması

- Köklerde rezorptif bir defekt bulunmaması
- Dişlerde herhangi bir çatlak ve kırık bulunmaması
- Dişlerin bukkolingual ve mezyodistalinden alınan dijital radyografilerde Vertucci Tip 1 kök kanal konfigürasyonuna sahip olması (Şekil 1.)
- Dişlerin boyutları birbirine benzer ve en az 12mm klinik kök uzunluğuna sahip olması

Çalışmada kullanılacak dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları periodontal kretuar yardımıyla uzaklaştırıldı, diş taşı ve sert doku artıkları ultrasonik cihaz ve scaler ucu ile temizlendi. Daha sonra dişleri organik atıklardan arındırmak amacıyla 24 saat %2,5 NaOCl solüsyonunda bekletildi. Temizlenen dişler kullanılacakları zamana kadar distile su içinde bekletildi. Dişlerin kron kısımları mine sement seviyesi hizasından piyasemene takılan çift taraflı elmas separe (Frank Dental, Tegernsee, Almanya) yardımıyla uzaklaştırıldı. Kök kanal ağzı belirlendikten sonra kanala #10K (MicroMega, Besancon, Fransa) eğesi ile giriş yapıldı ve eğenin ucu apikal foramenden görülene kadar ilerletildi. Bu sayede, kullanılacak bütün dişlerde apikal foramen açıklığı doğrulandı ve kalsifikasyon gösteren dişler deneye dâhil edilmedi. Apikal foramen çapı #15K eğesinden büyük olan dişler deney dışında bırakıldı. Çalışma uzunlukları #10K eğesinin uç kısmı apikal foramende görüldükten sonra 1mm geri çekilmesi ile elde edildi. Çalışma boyutu 10mm ve üzerinde olan dişler çalışmaya dâhil edildi ve standardizasyon sağlamak amacıyla dişlerin koronal kısımlarından mölleme yapılarak tüm dişlerin çalışma boyutu 10mm olacak şekilde hazırlandı. Elde edilen köklerin kanal boylarını kontrol etmek için kontrol radyografisi alındı (Şekil 2.).



Şekil 1. Deneyde kullanılacak diş kökleri anatomisinin radyografik kontrolü



Şekil 2. Elde edilen kök kanallarının çalışma boyutu radyografik kontrolü

3.3. KÖK KANALLARININ ÖN HAZIRLIĞI

Yapılan pilot çalışma sonucunda glide path uygulanmayan örneklerin kanallarında eğe kırılması gözlemlenmesinden dolayı sırasıyla #15K ve #20K (Dentsply, Mailfiller, İsviçre) ile glide path işlemi uygulandı. Bu işlem sırasında her kanal aletinin apikale ulaşmasından sonra 2ml %2.5 NaOCl ve 2ml distile su ile irrigasyon yapıldı.

3.4. DIŞ MODELLERİNİN HAZIRLANMASI

Preparasyon hazırlık aşaması tamamlandıktan sonra çekilmiş dişlerle akrilik deney modelleri oluşturuldu. Akrilik model oluşturulması sırasında akriliğin kök kanalının apikal kısmına taşarak kök kanallarının tıkanmasını engellemek amacıyla dişlerin apikal 4mm'lik dış kısmı dental mum ile kapatıldı. Dişlerin kalıp içerisine paralel bir şekilde yerleştirilmesi amacıyla #25 numaralı spreader kök kanalın içerisine yerleştirilerek dişler paralelometre cihazına bağlandı. Dişlerden standart modeller elde etmek için 20mm dış çapa sahip altıgen kalıplar kullanıldı. Kalıp taban kısmı ve dişlerin apikal kısmı arasında en az 6mm boşluk kalacak şekilde dişler kalıpların orta kısmına yerleştirildi. Orta kısmında açısız şekilde diş köklerinin bulunduğu kalıplara enjektör yardımıyla akrilik tozu ve likiti (Imicryl, Konya, Türkiye) eklenerek polimerizasyon tamamlanana kadar beklenildi. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra diş ve akrilikten oluşan modeller kalıplardan çıkartıldı (Şekil 3.).



Şekil 3. Diş köklerinden elde edilen diş modelleri

3.5. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda oluşturulan 90 adet model, eğe sistemlerine göre (Protaper Next, One Curve, One Recı (Şekil 4.)) rastlantısal olarak 3 farklı gruba ayrıldı (n=30). Her bir grup kullanılan aletin kanal giriş açılarına göre (0°, 10°, 20°) 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Ayrıca deney sırasında alet kırılması yaşanan 8 adet model yeniden oluşturularak test aşamasına hazır hale getirildi. Çalışmada oluşturulan grup ve alt grupları gösteren tablo Tablo 1’de belirtilmiştir.

Tablo 1. Deney grupları ve örnek sayısının gösterilmesi

Eğ Sistemleri		Alt Gruplar	Kanal Giriş Açılı	Örnek Sayısı
Grup 1 Protaper Next	A	PTN0°	0°	n=10
	B	PTN10°	10°	n=10
	C	PTN20°	20°	n=10
Grup 2 One Curve	A	OC0°	0°	n=10
	B	OC10°	10°	n=10
	C	OC20°	20°	n=10
Grup 3 One Reci	A	OR0°	0°	n=10
	B	OR10°	10°	n=10
	C	OR20°	20°	n=10

Grup 1 / ProTaper Next (n=30): 25 numaralı Protaper Next X2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 300 rpm hız ve 2.5 Ncm tork değerinde ayarlanan VDW Gold (VDW, München, Germany) motorunda kullanıldı. Grup farklı kanal giriş açılılarına göre 3 farklı alt gruba ayrıldı

Grup 1-A(GrPTN0): 0° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 1-B(GrPTN10): 10° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 1-C(GrPTN20): 20° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 2 / One Curve (n=30): 25 numaralı One Curve (MicroMega, Besancon, Fransa) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 300 rpm hız ve 2.5 Ncm tork değerinde ayarlanan VDW Gold (VDW, Munich, Germany) endomotorunda kullanıldı. Grup farklı kanal giriş açılarına göre 3 farklı alt gruba ayrıldı

Grup 2-A (GrOC0): 0° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 2-B(GrOC10): 10° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 2-C(GrOC20): 20° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 3 / One Recı (n=30): 25 numaralı %6 konikliğe sahip One Recı (MicroMega, Besancon, Fransa) “RECİPROC ALL” modu ayarlanmış VDW Gold (VDW, Munich, Germany) endomotorunda kullanıldı. Grup farklı kanal giriş açılarına göre 3 farklı alt gruba ayrıldı

Grup 3-A(GrOR0): 0° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 3-B(GrOR10): 10° kanal giriş açısı (n=10)

Grup 3-C(GrOR20): 20° kanal giriş açısı (n=10)



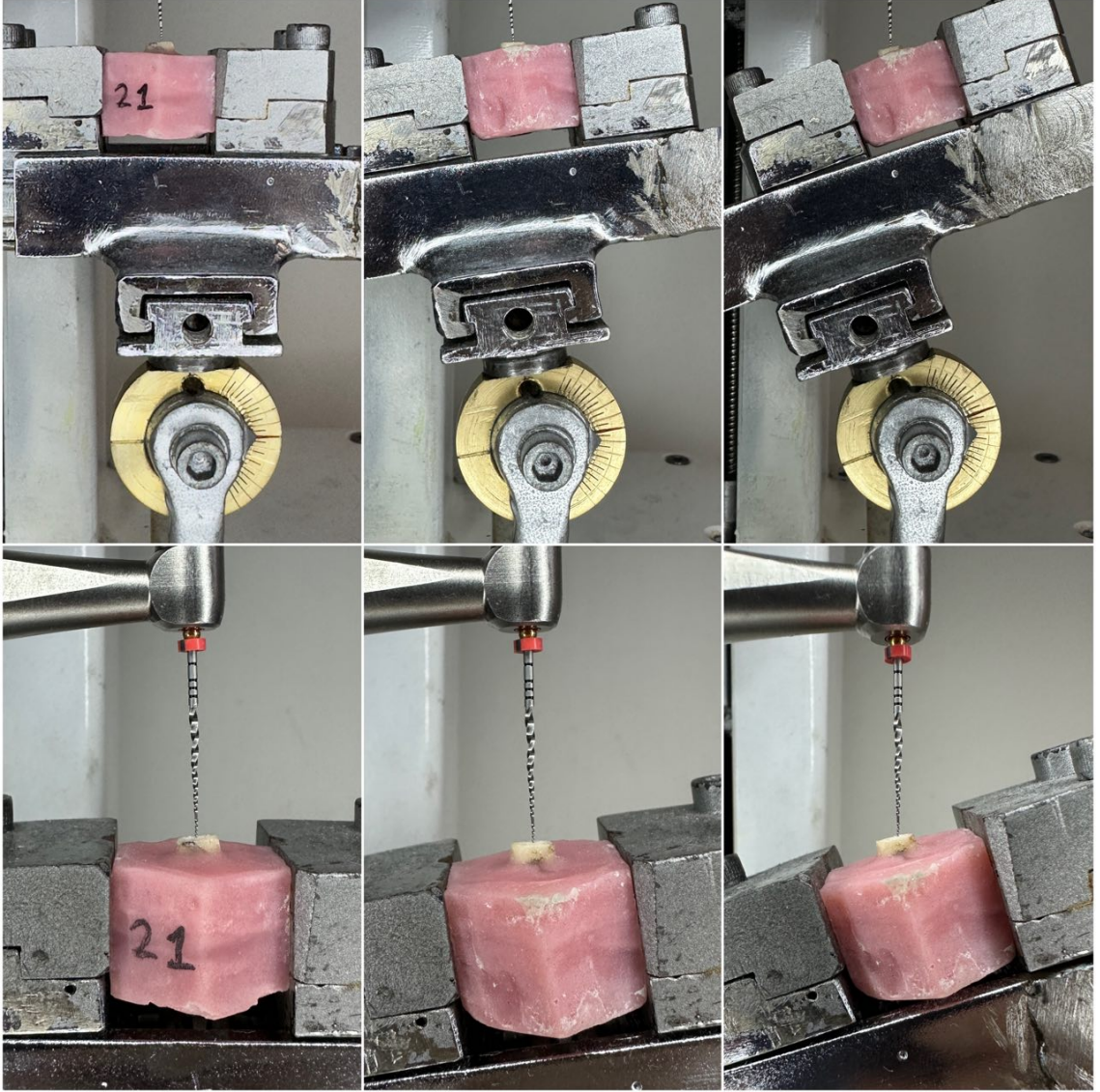
Şekil 4. Çalışmamızda kullanılan eğeler (Protaper Next X2, One Curve 25/0.06, OneReci 25/0.06)

3.6. TEST CİHAZI, TEST AŞAMASI VE VERİLERİN KAYDEDİLMESİ

Çalışmada kullanılan test cihazı preparasyon sırasında oluşan apikal kuvvet ve tork ölçümü için özel olarak üretilmiştir. Test cihazının mekanik kısmı birbirine sabitlenmiş olan üç parçadan oluşmuştur: Ana gövde, mengene sistemi ve endodontik motor hareketini sağlayan gijon kısmı. Ana gövde; apikal kuvvet ve tork ölçümünü gerçekleştiren sensörler ve gijon kısmını hareket ettiren motorun bulunduğu aynı zamanda da bu parçaları koruyup destek veren cihazın temel parçasıdır. Mengene sistemi, modellerin bağlandığı ve modeller üzerinde oluşan kuvveti sensörlere ileten cihaz bölümüdür. Endodontik motor anguldurmasına hareket veren gijon kısmı ise ana gövde içindeki bağlı olduğu motor sayesinde, istenilen hız ve zaman aralığında ileri ve geri hareketleri sağlayan parçadır. Endomotor anguldurmasına takılan eğeler mengene sisteminin yatay hareketleri sayesinde modellerin kanal ağızlarına direkt ve standart bir giriş sağlayacak şekilde ayarlanmaya imkân verecek şekilde tasarlandı.

3.6.1. Modellerin Bağlandığı Deney Düzenegi

Elde edilen altıgen şekilli modeller test cihazına yerleştirebilmek için, yatay düzlemle her 5°'lik açıyı gösteren açıölçer sistemi ve $\pm 60^\circ$ 'ye kadar hareket imkanı sağlayan mengene sistemi kullanıldı. Deney modelleri, kök kanal girişleri endomotor üzerine yerleştirilen kanal aletlerinin uç kısmıyla aynı yatay düzlemde olacak şekilde mengene sistemine sabitlendi. Çalışmamızdaki farklı giriş açıları (0° , 10° , 20°) modellerin bağlandığı mengene sistemi üzerindeki açıölçer üzerinden oluşturuldu. Mengene sistemi üzerinde oluşan açılar manuel açıölçer cihazı (İzeltaş, Türkiye) ile kontrol edildi (Şekil 5.).



Şekil 5. Diş modellerinin açılı girişi sağlayan mengene düzeneğine bağlanması

3.6.2. Tork ve Apikal Kuvvet Ölçüm Mekanizması

Test cihazı, tork ve apikal kuvvet ölçümünü gerçekleştiren, iki adet gerinim ölçere (strain-gauge tip) (Pushton Electronic Equipment Co. Ltd/ PUSHTON PSD-X1, Çin) ve bağımsız olarak seri haberleşme sağlayan 24-bit ADC'lere (HX711) bağlı sensörlere sahiptir. Ayrıca cihaz Windows (Microsoft CO, ABD) tabanlı DENTAL APİKAL KUVVET-TORK ANALİZ PROGRAMI ile parametrelerin (hareket miktarı, hareket hız, çalışma süresi) belirlenebildiği kullanıcı arayüzünden oluşmaktaydı. Ham veriler gerinim

cinsinden mV potansiyel farkı ile elde edildi. Sensörlerden ortaya çıkan ham veriler normal şartlar altında (1 atm, deniz seviyesi, oda sıcaklığında) kabul edilen yerçekim ivmesi ($9,81 \text{ m/s}^2$) ve k faktörü (0,0980665) ile çarpılarak ölçüm verilerine dönüştürüldü. Bu işlem program arayüzünde önceden belirlenen parametreler gereğince her test sırasında otomatik olarak tekrarlandı.

Program tarafından her bir işlem süresinde önceden belirlenen parametreler altında step motor (Nema-23, Çin) sargılarına motor sürücüsü (TB6600, Çin) tarafından gerilim uygulandı ve motorun ilerleme/gerileme işlemleri gerçekleştirildi. Motorun 1 turluk (200 adım) hareketinde gijon ile beraber toplamda 8mm ilerleme ya da gerileme sağlanmış olup her bir adımda yaklaşık $0,04\text{mm}$ ($\pm 0,01\text{mm}$) hareket hassasiyeti elde edildi.

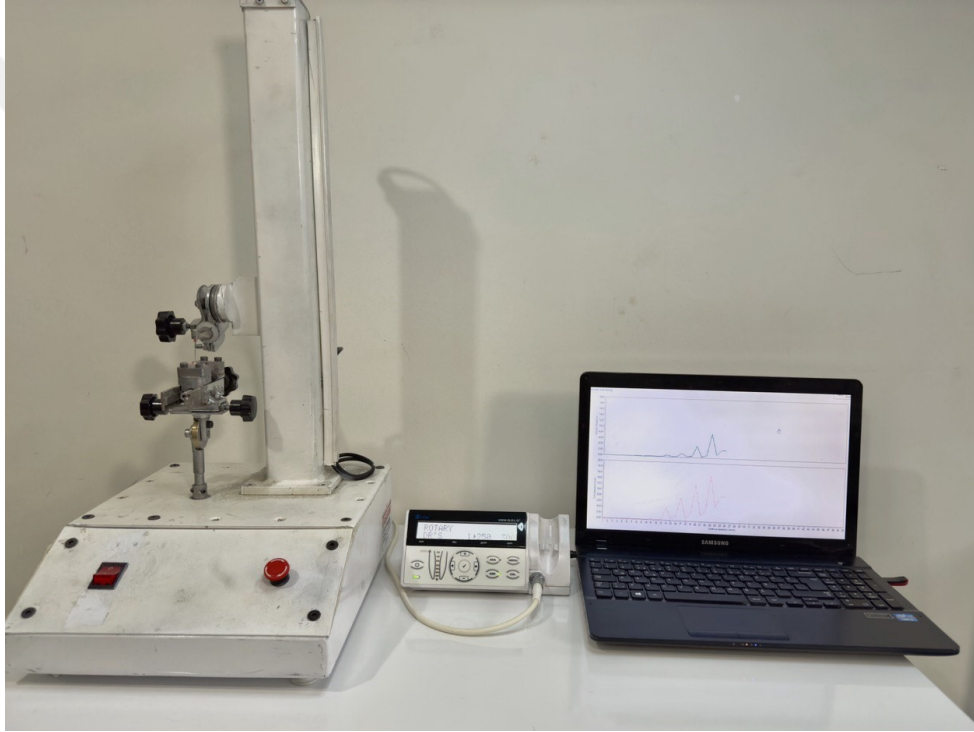
3.6.3. Test Cihazı Yazılımı

Kullanıcı arayüz programı National Instruments firmasına ait olan Labview yazılımına, mikrodenetleyici ile universal serial bus üzerinden 115200 bprs hızında seri haberleşmeler aktarılmıştır. Her bir sensör, ölçüm setinden sonra elde ettiği verilerle grafik değerlerini oluşturma üzerine dayalı bir algoritmaya sahiptir.

3.7. TEST PARAMETRELERİ, TEST AŞAMASI VE VERİLERİN KAYDEDİLMESİ

Test modelleri, cihaz üzerindeki belirlenen açılarda ayarlanan mengene kısmına bağlandı. Operatör, Windows 10 (Microsoft CO) işletim sistemine sahip bir bilgisayar (Samsung, Güney Kore) üzerinden kontrol edilebilen DENTAL-APİKAL KUVVET-TORK ANALİZ PROGRAMI üzerinde 2mm ilerleme mesafesi ve 1mm/s ilerleme hızı,

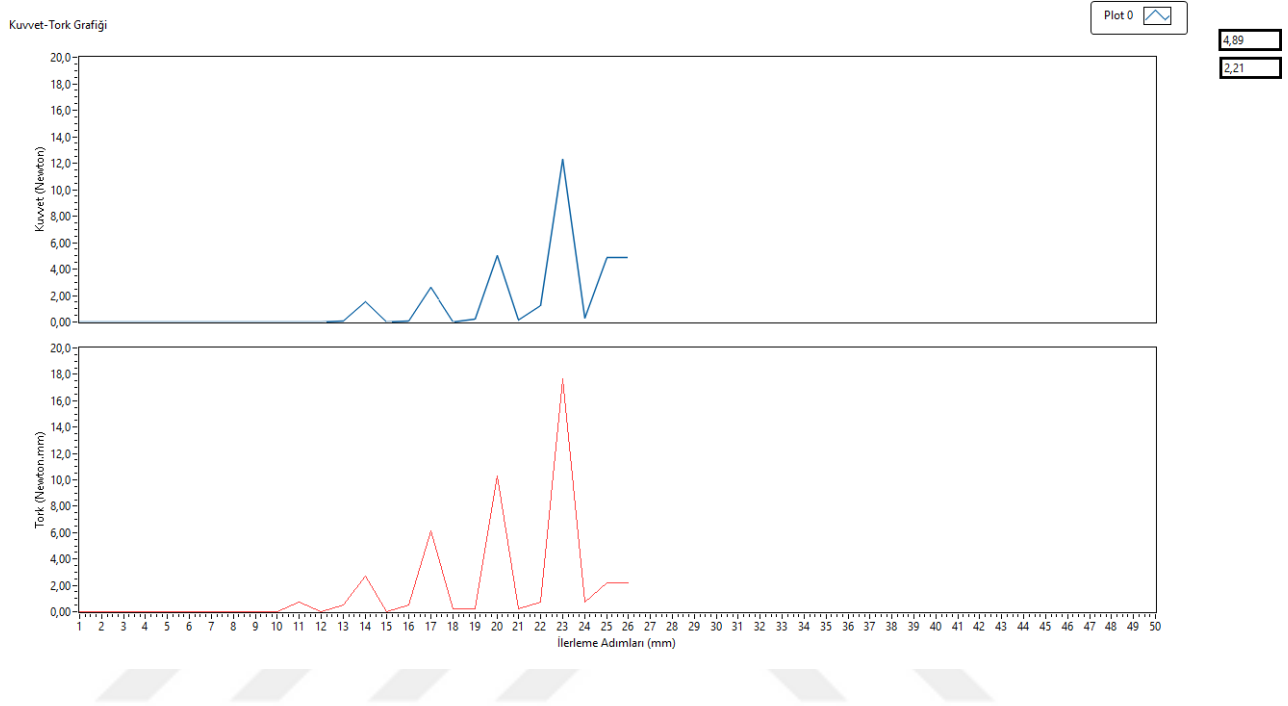
1mm gerileme mesafesi ve 1mm/s gerileme hızı parametreleri girdikten sonra test aşamasını hazır hale getirdi. Deneyde bulunan eğeler, angulduruva kısmı test cihazındaki ilgili bölüme yerleştirilen VDW GOLD motoru ile birlikte preparasyon işlemini gerçekleştirildi. Preparasyon işlemi boyunca operatör NaviTip (Ultradent, Jordan, Utah) irrigasyon iğnesi ile 2mm NaOCl ile koronal bölgeden irrigasyon işlemini gerçekleştirdi. Test cihazında her 1mm/s sonunda elde edilen veriler programa aktarılacak şekilde ayarlandı (Şekil 6.).



Şekil 6. Çalışmamızda kullanılan test cihazı ve deney düzeneğinin hazırlanması

İşlem sırasında mikrodenetleyici üzerinden gelen veriler programın grafik alanında tork ve apikal kuvvet verisi olarak ayrı ayrı çizildi. Aynı zamanda işlem sırasında oluşan maksimum tork ve apikal kuvvet değerleri grafiğin sağ üst bölümünde ekran üzerinde belirtildi. Elde edilen veriler deney tamamlandıktan sonra grafiksel olarak görüntülendi ve grafik jpeg dosyası olarak, değerler ise sıralı excel tablosu şeklinde

kaydedildi (Şekil 7.). Test sırasında, alet kırılması nedeniyle ölçümlerin elde edilemediği 8 deney modeli yeniden oluşturularak test işlemi tekrarlandı.



Şekil 7. Deney sırasında elde edilen anlık ve maksimum tork(N.mm) ile apikal kuvvet(N) değerlerini gösteren deney grafiği

3.8. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı istatistikler yapılmıştır. Gruplar arası farklar Bağımsız Örneklem T Testi veya Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. İkili karşılaştırmalar için Post-Hoc Tamhane's T^2 kullanılmıştır. Değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesi için ise Pearson Korelasyon Analizi uygulanmıştır. P değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Hesaplamalarda SPSS 19 istatistik yazılımı kullanılmıştır. (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4. BULGULAR

Her bir deney grubunda elde edilen uygulamış oldukları maksimum apikal kuvvet ve tork değerlerinin ortalama ile standart sapma değerleri sırasıyla Tablo 2 ve Tablo 3’de belirtilmiştir.

Kanal giriş açısının artması tüm ege gruplarında apikal kuvvet değerlerinde artışa neden olmasına rağmen yalnızca GrPTN0 ile GrPTN20 ve GrOC0 ile GrOC20 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p<0,05$).

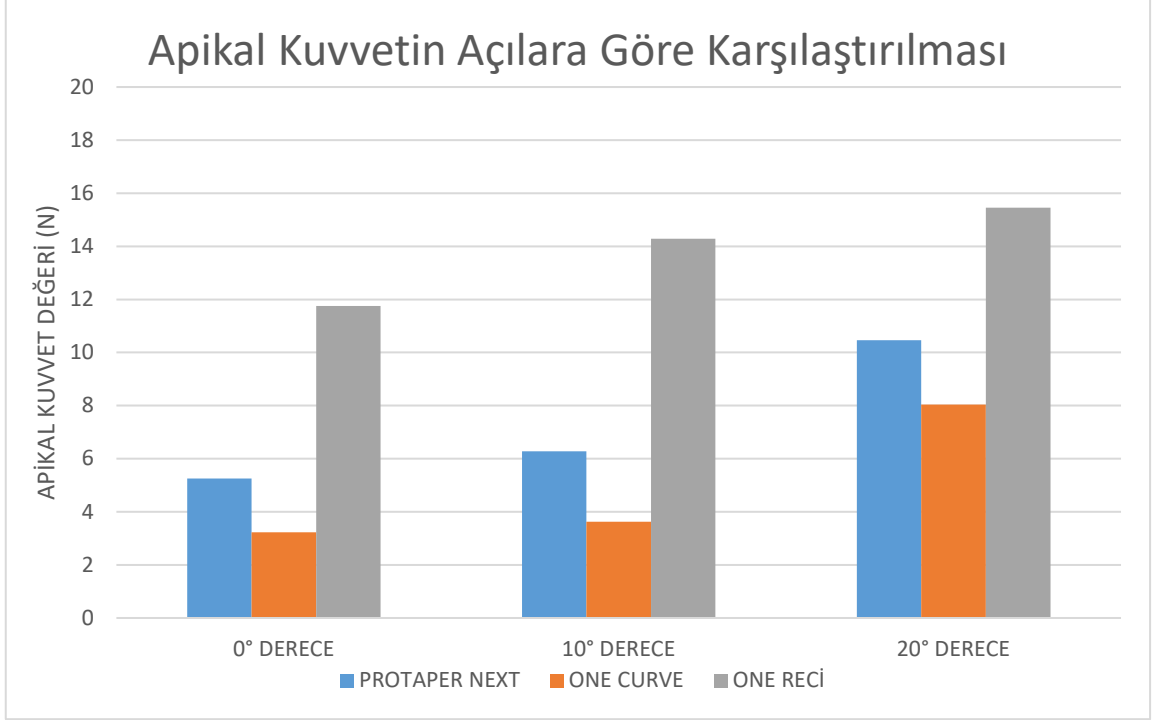
Her bir açı değerinde ege gruplarının apikal kuvvet karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p<0,05$). Tüm açı değerlerindeki OR grupları diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek apikal kuvvet değerleri gösterdiği gözlemlendi ($p<0,05$). PTN ve OC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmediği tespit edildi ($p>0,05$). Ege gruplarının farklı açı değerlerinde göstermiş oldukları maksimum apikal kuvvet ortalama değerlerine ait grafik Şekil 8’de gösterilmiştir.

Tablo 2. PTN, OC ve OR eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° kanal giriş açılarında oluşturdukları apikal kuvvet değerlerinin Newton(N) cinsinden ortalama, standart sapma değerleri ve F ile p değerlerinin gösterilmesi

	PROTAPER NEXT	ONE CURVE	ONE RECI	F;p
0°	5,25±4,37 ^{Aa}	3,23±2,7 ^{Aa}	11,75±3,11 ^{Ab}	F:16,456;p<0,05
10°	6,28±4,26 ^{ABa}	3,63±2,97 ^{ABa}	14,29±2,46 ^{Ab}	F:28,015;p<0,05
20°	10,46±4,21 ^{Ba}	8,04±5,35 ^{Ba}	15,45±6,07 ^{Ab}	F:5,152p<0,05
F;p	F:4,147;p<0,05	F:4,780;p<0,05	F:2,048;p>0,05	

**Satırlar arasında (aı grupları) farklı büyük harflerle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır (p<0,05).

**Stnlar arasında (eğe grupları) farklı küçük harflerle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır (p<0,05).



Şekil 8. Protaper Next, One Curve ve One Recı eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° açı gruplarındaki apikal kuvvet değerlerinin karşılaştırmalı tablosu

Kanal giriş açısının artması tüm eğe gruplarında tork değerlerinde artışa neden olmasına rağmen yalnızca GrPTN0 ile GrPTN20 ve GrOC0 ile GrOC20 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi ($p < 0,05$).

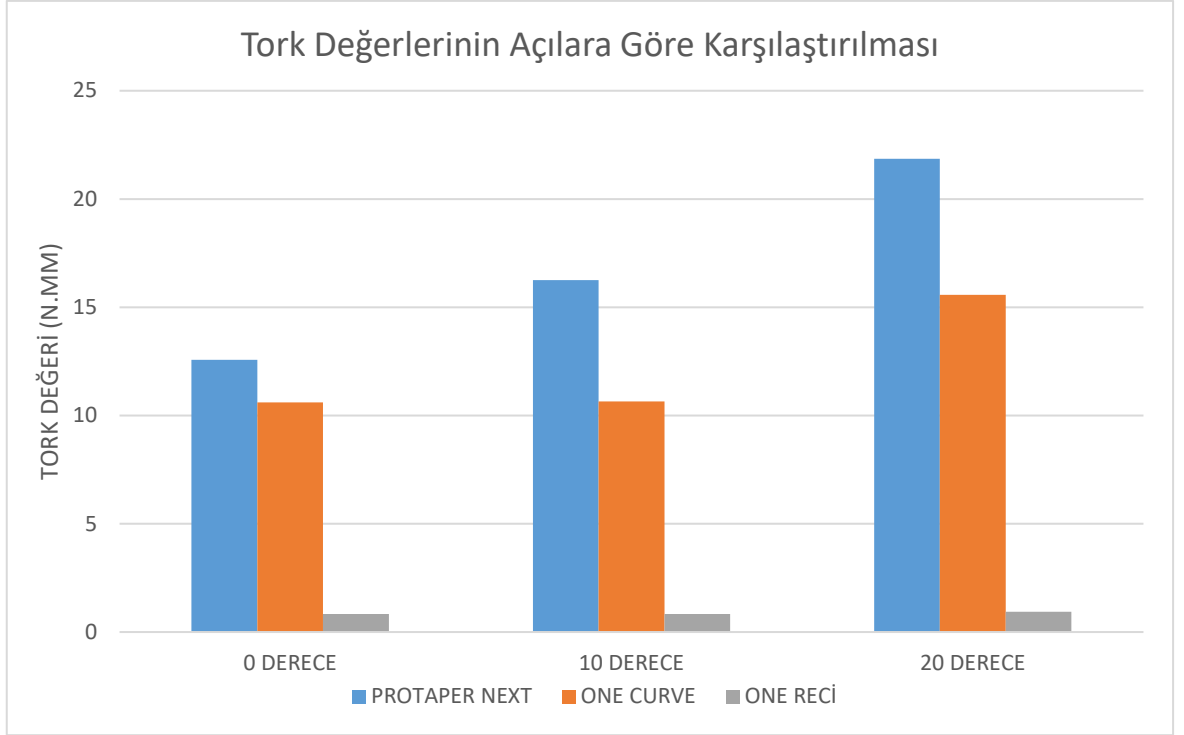
Her bir açı değerinde eğe gruplarının tork karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p < 0,05$). 10° ve 20° alt gruplarında tüm eğe grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar varken, 0° ise yalnızca OR eğesinin diğer eğe gruplarıyla arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği tespit edildi ($p < 0,05$). Farklı eğe gruplarının farklı açı değerlerinde göstermiş oldukları tork değerlerine ait grafik şekil 9’da gösterilmiştir (Şekil 9.).

Tablo 3. PTN, OC ve OR eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° kanal giriş açılarında oluşturdukları tork değerlerinin Newton.milimetre (N.mm) cinsinden ortalama, standart sapma değerleri ve F ile p değerlerinin gösterilmesi

	PROTAPER NEXT	ONE CURVE	ONE RECI	F;p
0°	12,57±4,08 ^{Aa}	10,6±2,61 ^{Aa}	0,83±0,46 ^{Ab}	F:50,015;p<0,05
10°	16,26±3 ^{Aa}	10,65±4,04 ^{Ab}	0,83±0,48 ^{Ac}	F:71,659;p<0,05
20°	21,85±4,97 ^{Ba}	15,58±4,93 ^{Bb}	0,93±0,56 ^{Ac}	F:70,108;p<0,05
F;p	F:13,006;p<0,05	F:5,171;p<0,05	F:0,126;p>0,05	

**Satırlar arasında (aı grupları) farklı büyük harflerle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır.

**Stnlar arasında (eğe grupları) farklı küçük harflerle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır.



Şekil 9. Protaper Next, One Curve ve One Recı eğe gruplarının 0°, 10° ve 20° açı gruplarındaki tork değerlerinin karşılaştırmalı tablosu

Deney sırasında elde edilen gözlemsel sonuçlara göre 0°, 10° ve 20° açısında sırasıyla Protaper grubundan 1, 1 ve 3; OC grubunda yalnızca 10° ve 20° grubunda 1'er adet alet kırılması gözlemlendi. One Recı grubunda ise hiçbir alet kırığı gözlenmedi. Gruplarda meydana gelen alet kırılmalar incelendiğinde ise ortalama eğenin uç 3 mm'sinde meydana geldiği gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

NiTi aletlerin kullanımı, kanal preparasyonunu daha hızlı, kolay ve güvenli hale getirdiği birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir (J. Gutmann & Gao, 2012; Parashos, Gordon, & Messer, 2004; O. A. Peters, 2004; M.-K. Wu, Fan, & Wesselink, 2000). Buna karşın NiTi aletler kullanıldığında kanal preparasyonu sırasında stres oluşumu gözlenmektedir. Preparasyon sırasında oluşan stresler, dentin duvarında mikro çatlak gelişimi ve NiTi aletlerin kırılması gibi olumsuz etkilere neden olabileceği belirtilmiştir (J. Blum ve ark., 1999; Dane ve ark., 2016; G Gambarini, 2000). Preparasyon sırasındaki streslerin daha çok aletlerin kırılmasında etkili olduğu düşünülerek, NiTi aletlerin performansı ve dirençlerini değerlendiren birçok statik çalışma yapılmıştır. Statik test yöntemleri preparasyon sırasında oluşan stres seviyesinden ziyade, kanal aletlerinin kırılmadan dayanabilecekleri maksimum kuvvetleri belirlemektedir (Gianluca Gambarini ve ark., 2009). Ancak preparasyon işlemi aletlerin fleksiyon, torsiyon, gerilim ve apikal basınç gibi çeşitli kuvvetlere maruz kaldığı dinamik bir süreç olmasından dolayı klinik şartları daha doğru gösterecek deney metodlarına ihtiyaç duyulmaktadır (Madarati ve ark., 2008; Shen ve ark., 2009; Shen ve ark., 2013). Günümüzde bazı araştırmacılar, oluşan stresleri değerlendirmek için dinamik yöntemlerle preparasyon sırasında oluşacak tork ve apikal kuvvetlerin araştırılmasını önermektedir (Boessler, Peters, & Zehnder, 2007; da Cunha Peixoto ve ark., 2015; Diop, Maurel, Oiknine, Patoor, & Machtou, 2009; Jamleh ve ark., 2016; Kim ve ark., 2008; Kwak ve ark., 2018; Liu & Wu, 2016; Sattapan, Palamara, ve ark., 2000; Schrader & Peters, 2005; Tokita ve ark., 2017). Yapılan çalışmalarda kök kanal farklılıklarının ve NiTi alet özelliklerinin, kanal preparasyon işlemini etkileyerek tork ve apikal kuvvetlere etki edebileceği belirtilmektedir (Kwak, Ha, ve ark., 2019; Kwak, Ha, ve ark., 2021; O. A. Peters & Barbakow, 2002; Yared ve

ark., 2001b). Bunun yanında farklı tedavi tekniği, prensibi ve uygulamalarının da oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerini etkilediğini söyleyen çalışmalar yapılmıştır (G Gambarini, 2001a; Ha ve ark., 2017; Maki ve ark., 2019).

Literatürde kanal preparasyon etkinliğinin artırılması ve yaşanabilecek komplikasyonların önlenmesi için NiTi aletlerle kök kanallarına düz bir giriş yapılması önerilmektedir (J. L. Gutmann & Lovdahl, 2010). Ancak düz kök kanallarına sahip dişlerin nadir görülmesi, çoğu kanalın apikal veya koronal bölgede eğimlere sahip olması ve klinisyenin uyguladığı tedavi prensipleri gibi faktörlere bağlı olarak eğelerin kanal girişlerinde bir açılanma oluşabileceği belirtilmiştir (Eaton ve ark., 2015; Jafarzadeh & Abbott, 2007; Nelson & Ash Jr, 2010; Souza-Flamini ve ark., 2014; J. Wu ve ark., 2011). Kök kanallarında görülen eğim ve kanal giriş açılanmaları, preparasyon sırasında oluşan stresleri artırarak komplikasyonlara neden olma potansiyeline sahiptir. Bu eğim ve açılanmalara sahip dişlerde kullanılan NiTi aletler, şekil hafızası özellikleri nedeniyle orijinal şekline dönme eğilimi göstermektedir. Bu durumun dişlerde basamak, apikal transportasyon ve perforasyonlara neden olabileceği belirtilmektedir (Freire, Gavini, Cunha, & Santos, 2012; Ounsi ve ark., 2007; Parashos ve ark., 2004). Ayrıca bu durumlarda kullanılan NiTi aletler, preparasyon sırasında tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalabilmelerinden dolayı kanal içerisinde kırılabilmektedir (Kuhn ve ark., 2001).

Literatür incelemesinde dinamik yöntemlerle az sayıda çalışmanın yapılmış olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmalar NiTi alet özelliklerinin, dişlerin yapısının ve preparasyon yöntemlerinin tork ve apikal kuvvet değerleri üzerine etkisini incelemiştir (G Gambarini, 2001b; Ha ve ark., 2017; Maki ve ark., 2019). Ayrıca sadece birkaç

Çalışma statik yöntemlerle kanal giriş açısının NiTi aletler üzerinde oluşturabileceği etkileri incelemiştir (Di Nardo ve ark., 2021; Pedull ve ark., 2018; Eugenio Pedull ve ark., 2020). Tüm bunlara ek olarak kanal giriş açılarının tork ve apikal kuvvetler üzerine etkisi hakkında bir çalışma bulunmamaktadır. Daha nceki çalışmaların yetersizliği ve klinik koşulları tam yansıtamadığını düşündüğümüzden dolayı mevcut çalışmamızda dinamik test yöntemlerini kullanarak preparasyon sırasındaki tork ve apikal kuvvet değerlerini incelemeyi amaçladık.

Kanal preparasyonu sırasında oluşan tork değerleri, yalnızca NiTi aletlere bağlı olmayıp kanal dentin yapısının da tork değerlerini etkilediği bildirilmektedir (Dane ve ark., 2016). Yapılan torsiyonel ve döngüsel direnç çalışmalarında, yalnızca NiTi aletlerin performansları hakkında bilgiler gösterilebilmektedir. Dinamik çalışmalarda ise hem NiTi aletlere bağlı olarak hem de klinik koşulları yansıtabilen diş ve preparasyon yöntemlerine bağlı oluşan tüm gerçek zamanlı stres seviyeleri gözlenebilmektedir (J. Blum ve ark., 1999). Dinamik çalışmalarda, preparasyon sırasındaki tork ve apikal kuvvet değerlerini inceleyebilmek için tork sensörü ve kuvvet transdüserleri kullanılarak test cihazlarının oluşturulması önerilmekte (Sattapan, Palamara, ve ark., 2000) ve bu metotta üretilen cihazların birçok çalışmada kullanıldığı gözlenebilmektedir (Boessler ve ark., 2007; da Cunha Peixoto ve ark., 2015; Diop ve ark., 2009; Jamleh ve ark., 2016; Kim ve ark., 2008; Kwak ve ark., 2018; Liu & Wu, 2016; Sattapan, Palamara, ve ark., 2000; Schrader & Peters, 2005; Tokita ve ark., 2017). Mevcut alışmamızda preparasyon sırasında oluşan tork ve apikal kuvvetleri inceleyebilmek için önerilen test cihazlarına benzer dizaynda kendi kliniğimizde oluşturduğumuz dinamik bir test cihazı kullanılmıştır.

Kök kanal preparasyonu sırasında oluşan streslerin çok faktörlü olduğu ve stres oluşturan faktörlerin birçoğunun operatöre bağlı değişkenlik gösterebileceği bildirilmektedir (Pereira ve ark., 2013; O. A. Peters ve ark., 2003a; Yared ve ark., 2001b). Bu faktörler; el becerisi, deneyim, uygulanan kuvvet ve çalışma yöntemi veya alışkanlıklar (*modi operandi*) gibi klinisyenin uyguladığı tekniklere bağlı olduğu gösterilmiştir (G Gambarini ve ark., 2019). Yared ve ark. (2001b), tork ve apikal kuvvet değerleri üzerinde operatör etkisini inceledikleri çalışmada, operatörün ve operatörün uyguladığı hareket farklılığının oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerine etki edebileceğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmamızda, operatöre bağlı değişkenleri önleyebilmek amacıyla preparasyon işlemi test cihazı içerisindeki düzeneğe sabit parametreler altında gerçekleştirilmiştir.

Tork ve apikal kuvvet oluşumu üzerine yapılan çalışmalarda, standart bir morfolojiye sahip olmasından dolayı akrilik rezin bloklar sıklıkla tercih edilmektedir (Burroughs, Bergeron, Roberts, Hagan, & Himel, 2012; Lim & Webber, 1985; Pereira ve ark., 2013; O. A. Peters & Barbakow, 2002; Rebeiz ve ark., 2021). Ancak bu özelliklerine rağmen, akrilik bloklar gerçek dentin sertlik değerlerinden farklı ve yumuşak yapıya sahip olmasından dolayı preparasyon sırasında gerçek diş yapısını tam olarak taklit edemeyeceği bildirilmiştir (Lim & Webber, 1985; Nakatsukasa ve ark., 2022). Peters ve ark. (2002) akrilik blokların, preparasyon sırasında oluşan ısıyla beraber yumuşaması sonucunda çekilmiş dişlere göre daha fazla tork ve apikal kuvvet değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir. Kwak ve ark. (2022) ise artan tork kuvvetlerinin sebebinin, yumuşak hale gelen akrilik debrislere ege yivlerine bağlanmasıyla beraber eğelerin kesme verimliliğini düşürebilmesine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir. Nakatsukasa ve ark. (2022) yapmış olduğu tork ve apikal kuvvet çalışmasında, çekilmiş doğal dişlerin kullanılmasının kliniğe

daha yakın sonuçlar verebileceği bildirilmiştir. Yine de doğal dişlerin sertliği yaşlanma veya dişlerin saklanma durumuna bağlı olarak da değişebildiği bu nedenle daha doğru sonuçlar elde edilmesi amacıyla daha az bireysel varyasyonlara sahip ve birbirlerine yakın özelliklerdeki doğal dişlerin kullanılması gerekliliği önerilmektedir (Omori ve ark., 2022). Mevcut çalışmamızda bireysel farklılıkları elimine etmek ve klinik şartları yansıtabilmek amacıyla 40-55 yaş aralığındaki hastalardan periodontal nedenlerle çekilmiş tek kök ve tek kanala sahip alt keser dişleri kullanmayı tercih ettik.

Kök kanal boyutları, preparasyon sırasında NiTi eğelerin temas alanını etkileyen bir faktör olduğu belirtilmektedir. Sattapan ve ark. (2000) dar kanal anatomisine sahip dişlerde preparasyon sırasında apikale ilerlemenin zor ve daha fazla kuvvet gerektirdiğini bildirmişlerdir. Jamleh ve ark. (da dar bir kanalın ön şekillendirme yapılmadan tek bir eğe ile preparasyon yapılması sırasında alet ve kök yüzeyinde aşırı stresler oluşabileceğini belirtmişlerdir. Dolayısıyla özellikle dar kök kanallarına sahip dişlerde, NiTi aletlerle preparasyon aşamasından önce ön şekillendirilme yapılması, kanal hacminde genişleme sağlayacağından dolayı aşırı torsiyonel streslerin azaltılması için tavsiye edilmektedir (Kwak, Ha, Shen, Haapasalo, & Kim, 2022). Cheung ve ark. (2007), geniş konisiteye sahip NiTi aletlerin neden olabileceği aşırı torsiyonel streslerin önlenmesi için #15 ve #20 K tipi el eğesi ile glide path işleminin uygulanmasının yararlı olabileceğini belirtmişlerdir. Ha ve ark. ise (2012) daha geniş bir ön şekillendirme yapılmasının, vidalama kuvvetlerini azaltacağını belirterek #20 K el eğesi ile glide path işleminin gerçekleştirilmesinin daha iyi olabileceğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmamızda, dişlerin arasındaki hacimsel farklılıkları elimine etmek ve dişlerin kök kanallarını standardize etmek amacıyla Ha ve ark. önerdiği gibi #20 K tipi el eğesi ile ön şekillendirme işlemi yapılmıştır.

Mevcut çalışmamızda kullanmış olduğumuz eğe sistemleri tekli ve çoklu eğe sistemlerinden oluşmaktadır. Çoklu NiTi eğe sistemlerinin sıralı ve eksiksiz kullanımı, aletlerin kesme verimliliğini artırarak sistem içerisindeki kullanılan aletlerin tork ve kuvvet değerlerini de etkilediği çalışmalarda bildirilmektedir (Arias, Singh, & Peters, 2016; J. Y. Blum, Machtou, & Micallef, 1999; Da Silva, Kobayashi, & Suda, 2005). Mevcut çalışmamızda yalnızca çoklu eğe sistemlerinin bir bütün olarak değerlendirmek yerine aynı apikal çap ve konisiteye sahip eğeler karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda aletlerin benzer boyutlarını karşılaştırmak için ProTaper Next eğe sisteminin üretici firmanın kullanılmasını önerdiği X1(17/0.04) eğesini kullanmadan sadece X2(25/0.06) eğesini kullanmayı tercih ettik. Deney öncesi, diş modellerinde #20 K ele eğesi ile ön şekillendirme işlemi yapılmasıyla Protaper Next grubunda kullanmadığımız X1 eğesine benzer boyutlarda bir ön geliştirme elde edebileceğimizi ve bu sayede bu eğe sisteminin diğer eğe sistemlerine benzer boyutlarda olan eğesini kullanarak deney işlemleri gerçekleştirmeyi tercih ettik.

NiTi aletler, preparasyon sırasında kanallara düz bir açıyla yerleştirilmesi gerekliliği belirtilmiş olmasına rağmen bu durumun her zaman mümkün olmadığı dolayısıyla NiTi aletlerin kanal girişlerinde bir açılanma gösterebileceği belirtilmiştir (Bahcall ve ark., 2005; Castellucci, 2004). Alovise ve ark. (2018) kanal aletlerinin alt çene molar dişlerdeki mezyal kanallara ortalama 20° açıyla giriş sağladığını ve açılan giriş kavitesine göre de bu açıların değişebileceğini ifade etmişlerdir. Doğal anatomiye ek olarak değişken hasta şartları (Jawad ve ark., 2015; Landtwin, 1978), dişlerde gözlenen anatomik varyasyonlar (Jafarzadeh & Abbott, 2007; Nelson & Ash Jr, 2010; Souza-Flamini ve ark., 2014; J. Wu ve ark., 2011), klinisyenlerin benimsedikleri farklı tedavi prensipleri (Eaton ve ark., 2015), farklı giriş kavitesi tasarımları ve kullanılan materyaller

(La Rosa ve ark., 2019; Moore ve ark., 2016; Rover ve ark., 2017; E. J. N. L. Silva ve ark., 2018) NiTi aletlerin kök kanal sistemine açılı girişine sebep olabilecek faktörler olduğu belirtilmektedir. Mevcut çalışmamızda, yukarda sayılan sebeplere bağlı olarak oluşabilecek giriş açılarını taklit edebilmek amacıyla 0°, 10° ve 20° derece giriş açılarında tork ve apikal kuvvet değerlerinin değişikliğini incelemeyi tercih ettik.

Yared ve ark. (2004), NiTi aletlerin dönme kuvvetini belirleyen tork değerleri hakkında yapmış olduğu bir çalışmada, farklı endodontik motorların farklı tork çıkış değerleri sağlayabileceğini ve cihazlar üzerinde seçilen tork değerlerinin gerçek tork değerlerini yansıtamayabileceğini belirtmişlerdir. Gambarini ve ark. (2001a), günümüzde kullanılan tork kontrol özellikli endomotorların, preparasyon sırasında oluşturulan tork kuvvetlerini anlık olarak değerlendirebileceğini ve önceden belirlenen tork değerlerine ulaşıldığında durma veya saat yönü tersinde dönüş sağlama özelliklerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak; Standle ve ark. da (1999) implant cerrahisinde kullanılan cihazların tork kontrol sistemleri üzerinde yapmış oldukları bir çalışmada, farklı cihazlar arasında veya aynı cihazdaki farklı işlemler sırasında büyük farklılıklar oluşabileceğini gözlemlemişler ve tork kontrol sistemlerinin gerçek tork seviyelerini ölçemeyeceğini ifade etmişlerdir. Ha ve ark. (2017) da preparasyon sırasında aletlerin dentine anlık bağlanmasıyla torsiyonel kuvvetlerin artacağını, bu durumun da tork kontrol özelliğiyle kullanılan endomotorların NiTi aletlere vermiş olduğu tork değerlerinin azalabileceğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmamızda endomotorlar arasındaki farklılıkları önlemek için tek bir VDW GOLD motoru kullanılmıştır. Tork kontrol sistemlerinin olumsuz etkilerini elimine etmek amacıyla da ASR modu kapalı tutularak deney işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, tork değerinin alet yüzeyindeki teğet kuvvetin merkeze olan mesafesinin çarpımına eşit olduğu, dolayısıyla tork ve apikal kuvvetlerin aletlerin boyutsal özelliklerine de bağlı olarak farklılıklar gösterebileceği belirtilmiştir (Câmara ve ark., 2009; Hussne, Braga, Berbert, Buono, & Bahia, 2011; Yared ve ark., 2001b). Blum ve ark. (1999) daha büyük bir apikal çapa sahip aletlerin daha fazla tork ve apikal kuvvetlere neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Fukumori ve ark. (2018) da aynı apikal çaptaki aletlerden daha büyük konikliğe sahip olan aletlerin daha fazla tork ve apikal kuvvet değerlerine neden olabileceğini gözlemlemişlerdir. Mevcut çalışmamızda farklı apikal çap ve koniklik değerlerinin etkilerini elimine edebilmek ve NiTi eğelerin alaşım, kesit tasarımı ve çalışma kinematikleri gibi özelliklerin de etkilerini inceleyebilmek amacıyla aynı apikal çapa ve konisiteye sahip Protaper Next X2, One Curve ve One Reci(25/0.06) eğelerini kullanmayı tercih ettik.

Kanal preparasyonu sırasında NiTi aletlerin sürekli apikale doğru yönlendirilmesi eğe ucunun sıkışması sonucunda torsiyonel kırıklara neden olmaktadır (Palma ve ark., 2019). Önceki çalışmalarda preparasyon sırasında yapılacak gagalama hareketi, eğeler üzerinde oluşan stresi azaltan ve eğelerin kırılmasını önleyerek kullanım ömrünü artıran bir parametre olduğu belirtilmekte ve preparasyon sırasında eğelerin gagalama hareketi ile kullanılması önerilmektedir (Li, Lee, Shih, Lan, & Lin, 2002; Ray, Kirkpatrick, & Rutledge, 2007). Yalnız, uygulanan gagalama hareketinin hızının ve miktarının da değişken olması preparasyon sırasındaki oluşacak torsiyonel ve döngüsel stresleri etkileyebileceği belirtilmiştir (Maki ve ark., 2019; Topçuoğlu, Topçuoğlu, Akti, & Düzgün, 2016; Zubizarreta-Macho ve ark., 2020). Ha ve ark. (2017) glide path eğelerinin farklı gagalama mesafelerinde oluşturduğu tork ve apikal kuvvetleri incelediği çalışmasında daha kısa gagalama mesafelerinin NiTi aletler yanısıra kök dentini için de

daha düşük stres değerlerine sebep olduğunu gözlemlemişlerdir. Maki ve ark. (2019) da NiTi aletlerin 10mm/dk, 50mm/dk ve 100mm/dk gagalama hızlarında tork ve apikal kuvvet değerlerini inceledikleri çalışmada, yüksek gagalama hızlarının tork ve apikal kuvvet değerlerini artırdığını gözlemlemişler ve bu durumun da torsiyonel kırık riskini artırabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca Topçuoğlu ve ark. (2016) da daha düşük gagalama hızı uygulandığında, torsiyonel kırık riskinin azalmasına karşın daha uzun bir preparasyon süresi gerekmesinden dolayı artan temas süresinin döngüsel kırık riskini artıracağını bildirmiştir. Mevcut çalışmamızda preparasyon işlemi, Ha ve arkadaşlarının (2012) önerdiği 2mm koronal ve 1mm apikal gagalama mesafesi ve Maki ve arkadaşlarının (2019) önermiş olduğu orta hız grubuna yakın olarak 60mm/dk gagalama hızı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Endodontik tedavilerin başarısında önemli bir diğer faktör irrigasyondur. Irrigasyon solüsyonları öncelikli olarak kök kanal sistemi içerisindeki debrislerin uzaklaştırılması ve mikrobiyal yapılara karşı antimikrobiyal etkinlik göstermesi için kullanılmaktadır (de Souza, de Castro, & Pires, 2022). Kanal preparasyonu sırasında irrigasyon solüsyonlarının sağladığı lubrikant etki kanal aletleri üzerindeki mekanik stresi azaltarak aletlerin kırılmasını önleyeceği belirtilmiştir. Ayrıca irrigasyonun, preparasyon sırasında oluşan debrisleri kanal aletinden uzaklaştırarak fiziksel olarak da olumlu bir etki oluşturacağı belirtilmiştir (Zehnder, 2006). Peters ve ark. (2005) yapmış olduğu bir çalışmada, sıvı tipindeki lubrikantların kullanımının jel tipi lubrikantlara veya kök kanallarının kuru olduğu durumlara göre NiTi aletlerin üzerindeki torsiyonel kuvvetleri azaltacağını belirtmişlerdir. Mousavi ve ark. (2012) kanallarda NaOCl kullanımının, kuru olarak veya distile su kullanımına göre NiTi aletlerin kırılma dayanımını artıracığını, Boessler ve ark. (2007) ise yüksek konsantrasyonlu NaOCl kullanımının, preparasyon

sırasında daha düşük tork ve apikal kuvvet üreteceğini belirtmişlerdir. Mevcut çalışmamızda biz de klinik koşulları yansıtabilmek amacıyla, debrislerin olumsuz etkilerini ve aşırı torsiyonel yüklerin oluşmasıyla NiTi aletlerin kırılmasını önlemek için preparasyon sırasında %5.25'lik sodyum hipoklorit ile irrigasyon yapmayı tercih ettik.

Çalışmamızda test ettiğimiz farklı NiTi aletlerde ve farklı giriş açılarında oluşan tork ve apikal kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi. Farklı kanal giriş açılarında ve farklı NiTi aletlerde tork ve apikal kuvvetlerin benzer olacağı yönündeki sıfır hipotezlerimiz reddedilmiştir.

Literatür incelemesinde, kanal giriş açısı ve eğimli kanalların NiTi aletler ve kök kanal geometrisi üzerine etkisi ile ilgili çalışmalar olmasına karşın mevcut çalışmamızda incelemeyi amaçladığımız kanal giriş açısının tork ve apikal kuvvet değerlerine etkisi ile ilgili herhangi bir çalışma yapılmadığı gözlemlenmiştir. Dolayısıyla çalışmamızdaki kanal giriş açılarının tork ve apikal kuvvet değerlerine etkisini doğrudan karşılaştıracığımız çalışma mevcut değildir. Ancak bu sonuçlarımızın değerlendirilmesini engelleyici bir faktör olmamakla beraber farklı kanal giriş açıları ve eğimli kanallar hakkında yapılan mevcut çalışmalar çalışmamızın değerlendirilmesinde önemli bilgiler sunmaktadır.

Kök kanal anatomisi veya mevcut giriş kavitesine bağlı olarak NiTi aletlerin kanala girişi sırasında açılanmalar oluşabilmektedir. Oluşan bu açılanmalardaki kanal aletleri, apikale yönlendirildiği zaman kök kanal geometrisine uyum sağlayarak eğimli bir şekil almaktadır. Özellikle eğimin belirgin olduğu alanlarda preparasyon sırasında eğe üzerinde stres oluşturan kuvvetler arttığı belirtilmiştir (Pedullà ve ark., 2018; Eugenio Pedullà ve ark., 2020). Kök kanallarının eğim açısına, eğim yarıçapına, eğimin boyutuna ve konumuna bağlı olarak NiTi aletler üzerindeki gerilim ve stresler değişebilmektedir

(Martin ve ark., 2003; Rodrigues ve ark., 2011). Kanal giriş açılanmalarının, apikal eğimlerden farklı olarak NiTi aletlerde oluşacak eğrilik uzunluğunun artmasına neden olacağı bildirilmiştir (Pruett ve ark., 1997).

NiTi aletlerin performansları ve güvenli kullanımı hakkında birçok çalışma yapılmakta ve farklı değişkenler altında yapılan torsiyonel direnç çalışmaları, NiTi aletlerin kırılma anındaki tork değerlerini belirleyen bir test metodu olarak belirtilmiştir (Kuhn ve ark., 2001; Martin ve ark., 2003; McSpadden, 2007; Pessoa, Silva, & Gavini, 2013; Yared ve ark., 2001a). Seracchiani ve ark. (2021), eğimli kanallarda NiTi aletlerin torsiyonel dirençlerinin arttığını ve kırılma anındaki tork değerlerinin eğimli kanallarda daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir. Di Nardo ve ark. (2021) da kanal giriş açısı farklılıkları ile NiTi aletlerde oluşan torsiyonel dirençleri değerlendirdiği çalışmada, kanal giriş açısının artmasıyla NiTi aletlerin kırılma anındaki tork değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir. Her iki çalışmada da, eğimli kanallarda NiTi aletler üzerinde yalnızca torsiyonel streslerin oluşmadığı, NiTi aletlerin eğimli kanallarda eğilme momentlerinin de etkisi altında olduğundan dolayı tork değerlerinin artacağı bildirilmiştir. Benzer olarak Zanza ve ark. (2021) da endodontik motorlar tarafından kaydedilen toplam tork değerinin, preparasyon sırasında oluşan tork kuvvetleri ve NiTi alete etki eden eğilme momentlerinden oluşacağı görüşünü savunmuşlardır. Kwak ve ark. (2021a) da yapmış olduğu çalışmada, kanal eğim derecesinin artmasına bağlı olarak tork değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir.

Peters ve ark. (2003b) yapmış olduğu çalışmada, eğimli kanallarda kullanılan NiTi aletlerin orijinal şekline dönme eğiliminde olduğunu gözlemlemişlerdir. Kanal giriş açılanması veya eğimli kanallarda meydana gelen bu eğilim, ege ile dentin arasında homojen olmayan temaslara neden olarak NiTi aletlerin kesme etkinliğini

değiştirmektedir (Alovisi ve ark., 2018; Khedmat, Azari, Shamshiri, Fadae, & Fakhar, 2016; Rover ve ark., 2017; Saad, Al-Hadlaq, & Al-Katheeri, 2007). Kesme etkiniliğindeki değişimin, preparasyon sırasında kanal eğiminin zıt yönünden daha fazla dentin kaldırılması nedeniyle meydana gelebileceği belirtilmiştir (Alovisi ve ark., 2018; Pedullà ve ark., 2018; E Pedullà ve ark., 2020). Gambarini ve ark. (2019), dar kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında daha fazla dentin çıkarılmasına bağlı olarak oluşan tork değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir. Mevcut çalışmamızda PTN ve OC gruplarında kanal giriş açısının artmasıyla tork değerlerinde artış olduğunu gözlemledik. Bu tork değerlerinin artış sebebi olarak; eğimli hale gelen NiTi aletlerin orijinal şekline dönme eğiliminin sebep olduğu eğilme momentlerinden ve buna bağlı olarak dentin üzerinde daha fazla preparasyon yapma eğiliminden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Tsao ve ark. (2013) eğimli kanallardaki apikal kuvvet değerlerini incelediği çalışmada, NiTi aletlerde eğilme momentlerinin oluştuğunu, bu momentlerin yatay bileşenlerinin ege ile dentin arasındaki sürtünme kuvvetlerinin artırması ve dikey bileşenlerin de apikale doğru bir harekete neden olması nedeniyle apikal kuvvet değerlerinin artacağını ifade etmişlerdir. Mevcut çalışmamızda PTN ve OC gruplarında kanal giriş açısının artmasıyla beraber apikal kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu gözlemledik. Artan bu apikal kuvvet değerlerinin Tsao ve ark. da belirttiği gibi, eğilme momentlerinin sebep olduğu sürtünme kuvvetleri ve apikal bölgeye doğru olan moment bileşenlerinin etkisine bağlı olabileceğini düşünüyoruz.

Endodontide kullanılan eğelerin esneklik değerleri, özellikle eğimli kanalların preparasyonu sırasında, NiTi aleti kanal anatomisine uygun bir şekilde preparasyon yapmak için yönlendiren bir faktördür. NiTi aletin esneklik değerleri aletin çapı, kesit

tasarımı, boyutu gibi özelliklerinden etkilenebilmektedir. Ayrıca alaşım yapısı ve uygulanan ısıl işlemlerin, NiTi aletlerin sertliğini ve esneklik değerlerini belirleyen temel faktör olarak yer aldığı belirtilmiştir (Hamdy, Galal, Ismail, & Abdelraouf, 2019; Viana, de Melo, de Azevedo Bahia, & Buono, 2010). Yapılan çalışmalarda, NiTi aletlerin esneklik değerlerinin preparasyon sırasında oluşan tork ve kuvvet değerlerini etkilediği bildirilmiştir (Bürklein, Stüber, & Schäfer, 2019; J. Ha ve ark., 2015; Hayashi ve ark., 2007). Kwak ve ark. (2016, 2021b) yaptıkları çalışmalarda daha esnek olan NiTi aletlerin sert aletlere göre, düz kanallarda fazla etkisi olmamasına karşın, eğimli kanallarda daha az tork ve apikal kuvvet oluşturacağını ifade etmişlerdir. Jamleh ve ark. (2018) ısıl işlem özelliğine sahip eğelerin göre daha düşük apikal kuvvet değerleri oluşturduğunu, Kwak ve ark. (2019b) da geleneksel NiTi aletlerin ısıl işlem görmüş aletlere göre daha fazla tork ve apikal kuvvetler ürettiğini gözlemlemişlerdir. Mevcut çalışmamızda kullandığımız OC ve OR eğeleri oda ve kanal içindeki sıcaklıklarda martensitik yapıda olan C-wire alaşıma, PTN eğesi ise az miktarda R-fazı ve martensitik faz içeren östenitik yapıdaki M-wire alaşıma sahiptir (Zanza, D'Angelo, ve ark., 2021). Yapılan çalışmalarda M-wire alaşımın, C-wire ve CM-wire alaşımlara kıyasla daha az martensit faz içermesinden dolayı yüksek sertlik değerlerine sahip olduğu ve bunun sonucunda da oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerinin daha yüksek olabileceği belirtilmiştir (Ha, Kim, Cohenca, & Kim, 2013; J. H. Ha ve ark., 2015; Iacono ve ark., 2017; Shen ve ark., 2013). Mevcut çalışmamızda PTN grubu aynı kinematiğe sahip OC eğe grubuna göre 0° kanal girişinde anlamlı bir fark olmamasına karşın 10° ve 20° giriş açılarında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla tork ve apikal kuvvet değerleri oluşturmuştur. Bu farklılığın, alaşım yapısının eğelerin esneklik değerleri üzerinde oluşturduğu etkiden, daha esnek olan eğelerin ise

kanal giriş açısının artmasına bağlı olarak kök kanalına anatomisine adaptasyonunun daha iyi olmasına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

NiTi aletlerin mekanik performansları üzerine; merkez çekirdek hacmi, enine kesit şekli, bıçak özellikleri ve uç tasarımı gibi geometrik özellikleri etki eden faktörlerdir. Bu özellikler, NiTi aletlerin kesme verimliliğini, preparasyon sırasındaki torsiyonel streslerini, potansiyel eğilme momentlerini, esnekliklerini ve kanal eğimlerini takip edebilme yeteneklerini belirlemektedir (N. Grande ve ark., 2006; Kramkowski & Bahcall, 2009; Kuhn ve ark., 2001; Versluis, Kim, Lee, Kim, & Lee, 2012). NiTi aletlerin enine kesit tasarımı, aletler ile dentin arasındaki teması belirleyen bir faktör olduğu, dolayısıyla kesit tasarımı farklılıkları ile dentin temasının azaltılarak daha düşük tork değerlerinin oluşabileceği bildirilmiştir (Jamleh ve ark., 2020; Kwak ve ark., 2018; Kwak, Ha, ve ark., 2019). Peixoto ve ark. (2015) yapmış olduğu çalışmada, geniş kesit alanına sahip aletlerin daha fazla tork ve apikal kuvvet oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Bu artan değerlerin sebebini, hem aletlerin dentinle daha fazla temas etmesi hem de geniş temas alanına bağlı olarak debrislerin kanal dışına çıkmasının zorlaşması olarak ifade etmişlerdir (da Cunha Peixoto ve ark., 2015). Pedulla ve ark. (2022b) yaptığı bir çalışmada, PTN X2 aletlerinin OR ve OC'ye göre daha geniş bir merkez alanına sahip olduğunu belirtmiştir (PTN X2 = 151.972 μm^2 , OC=149.512 μm^2 , OR=146.231 μm^2). Mevcut çalışmamızda PTN aletleri OC ve OR eğelerine göre daha fazla tork değerleri oluşturduğunu gözlemledik. Çalışmamızdaki bu farklılığın, Peixoto ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumlu olarak, geniş kesit alanına sahip eğelerin; daha fazla dentin teması oluşturması ve debrislerin çıkarılmasını zorlaştırmasına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Gambarini ve ark. (2019) yapmış olduğu bir çalışmada üçgen enine kesit tasarımına sahip NiTi aletlerin, dikdörtgen kesite sahip aletlerinden daha az tork değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın; Lee ve ark. (2020) preparasyon işlemini operatörle gerçekleştirdikleri çalışmada ise, üçgen enine kesit tasarımına sahip OC eğeleri ile asimetric dikdörtgen kesite sahip PTN eğeleri arasında tork ve apikal kuvvet değerlerinde bir farklılık olmadığını gözlemlemişlerdir. Bunlara ek olarak Ruddle ve ark. (2013), PTN eğesinin preparasyon sırasında mekanik bir dalga (swaggering etkisi) üreteceğini ve bu sayede oluşturduğu asimetric hareket etkisinin benzer boyuttaki diğer aletlere kıyasla daha fazla doku çıkarabileceğini belirtmiştir. Mevcut çalışmamızda uç kısmında üçgen ve koronal bölgesinde ‘S kesit’ tasarımına sahip OC ve OR eğelerinin asimetric dikdörtgen kesit tasarımına sahip PTN eğelerine göre daha az tork ve apikal kuvvet oluşturduğunu gözlemledik. Çalışmamızdaki bu farklılıklara, Gambarini ve arkadaşlarının sonuçlarıyla uyumlu olarak farklı kesit tasarımlarının etkili olabileceğini düşünüyoruz. Ayrıca PTN eğesinin dönüş sırasında asimetric hareket dalga üretmesinin dentin yüzeyine temasın daha fazla olmasına ve daha fazla doku kaldırabilmesinin de daha fazla tork değerleri oluşturmaya sebep olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca Lee ve arkadaşlarının çalışmasından farklı sonuçlar elde etmemizde, operatör yerine sabit parametreler altında preparasyon işlemlerini gerçekleştirmemizin daha homojen sonuçlar elde edebilmemizi sağladığını ve bununda tork ve apikal kuvvetler üzerinde etkili bir parametre olacağından kaynaklı olabileceğini düşünüyoruz.

Yapılan çalışmalarda preparasyon sırasında oluşan tork değeri; NiTi aletlerin geometrik özellikleri yanında aletlerin kinematik özelliklerine de bağlı olabileceği birçok çalışmada belirtilmiştir (Pereira ve ark., 2013; O. A. Peters ve ark., 2003a; Yared ve ark., 2001b). Resiprokasyon hareketi kanal preparasyonu sırasında saat yönünde ve saat yönü

tersindeki dönüş hareketlerini içermektedir. Bu sayede, sürekli rotasyon hareketine kıyasla NiTi aletlerde oluşan torsiyonel stresin azaltılacağı belirtilmiştir (N. M. Grande, Ahmed, Cohen, Bukiet, & Plotino, 2015). Tokita ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada, hareket şeklindeki değişikliklerin aletler üzerinde oluşan torsiyonel stresleri azaltmasına bağlı olarak, resiprokasyon hareketinin sürekli rotasyon hareketine göre daha az tork kuvvetleri oluşturduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca hareket kinematikleri üzerine yapılan diğer çalışmalar da, zamana veya torka bağlı resiprokasyon hareketinin sürekli rotasyon hareketine göre, önemli ölçüde daha az tork değerleri oluşturduğunu bildirmiştir (Aslantaş, Ors, & Serper, 2022; Kimura ve ark., 2020; Kyaw ve ark., 2022). Buna karşın, Kwak ve ark. (2021a), WaveOne, WaveOne Gold ve ProTaper Next ile yapmış oldukları dinamik tork çalışmasında resiprokasyonel kinematiğe sahip eğelerin daha çok tork değerleri oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Mevcut çalışmamızda rotasyonel kinematikle çalışan eğelerin rotasyon hareketiyle çalışan eğelere göre tüm aç gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla tork değerleri oluşturduğunu gözlemledik. Çalışmamızdaki bu sonuçların, önceki çalışmalarla uyumlu olarak resiprokal hareketin aletler üzerinde oluşan torsiyonel stresleri azaltmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Bulgularımızın Kwak ve ark. (2021a) çalışmasından farklı olmasının sebebini; kullanmış oldukları eğelerin konisitesinin farklı olması ve resiprokal aletlerde daha fazla konisteye sahip aletlerin kullanılmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Literatürde de konikliğin artmasıyla berabere oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerinin artacağı Fukumori ve ark. (2018) tarafından belirtilmiştir.

NiTi aletler, sahip olduğu spiral konfügrasyonu nedeniyle ‘screw-in’ olarak ifade edilen kök kanallarına vidalanma etkisi gösterebileceği, bu durumun da aletler üzerinde apikale doğru yönlendirilen kuvvete neden olarak torsiyonel stresleri artıracak bir çok

çalışmada bildirilmiştir (Ha ve ark., 2016; Ha & Park, 2012; J. Ha ve ark., 2015). Resiprokasyon hareketindeki tekrarlayan zıt yöndeki dönüşlerin, torsiyonel stresleri ve screw-in etkisini azaltmasına karşın yapılan çalışmalarda, resiprokasyon hareketinde daha fazla apikal kuvvet oluştuğu bildirilmiştir (Aslantaş ve ark., 2022; Nayak, Kankar, Jain, & Jain, 2019; Park ve ark., 2010). Buna karşın Ha ve ark. (2016) yapmış olduğu bir çalışmada Reciproc ve PTU'nun benzer apikal kuvvetler ürettiğini gözlemlemişlerdir. Mevcut çalışmamızın sonuçlarını incelediğimizde resiprokal çalışma kinematiğine sahip OR eğelerinin rotasyon hareketiyle çalışan OC ve PTN eğelerine göre daha fazla apikal kuvvet değerleri oluşturduğunu gözlemledik. Yapılan çalışmalarda resiprokal hareketlerde daha fazla apikal kuvvet üretilmesinin sebebi, tüm gagalama hareketleri boyunca aletlerin pasif olduğu saat yönü dönüşlerde apikal bölgeye itilebileceği ve bu dönüşlerde kuvvetin lateral duvarlarda kesme yapılmamasından dolayı apikal bölgeye aktarılmasından kaynaklı olduğu bildirilmiştir (Kimura ve ark., 2020; Thu, Ebihara, Adel, & Okiji, 2021). Mevcut çalışmamızdaki bu sonucun, resiprokasyon hareketinde eğelerin saat yönü dönüşlerde de apikale itilebileceği, bu dönüş yönünde aletlerin pasif olacağı ve kuvvetleri apikal bölgeye ilettiğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Mevcut çalışmamızın sonuçlarının Ha ve ark. (2016) yapmış olduğu çalışmadan farklılık göstermesinin sebebi olarak, kullandıkları NiTi aletlerin alaşım özellikleri ve deneyde akrilik blokların kullanılmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız OC ve OR eğelerinin metalürjik ve geometrik tasarımları aynı olmasına karşın yalnızca çalışma kinematikleri arasında farklılık vardır. Çalışmamızda OC ve OR eğeleri arasında tork ve apikal kuvvet değerlerinde gözlenen farklılık, hareket kinematiğinin tek başına bile farklı tork ve apikal kuvvet değerleri oluşmasında etkili bir faktör olduğunu göstermektedir.

Endodontik eğeler kök kanal preparasyonu sırasında fleksiyon, torsiyon, gerilim ve apikal basınç gibi çeşitli kuvvetlere tabi tutulur ve oluşan stres nedeniyle kırılma meydana gelebilir (Pessoa ve ark., 2013). Kök kanal anatomisi, alet tasarımı, dönme hızı, tork, sterilizasyon döngüleri, klinik kullanım sayısı ve kök kanal sisteminin eğriliğinin açısı ve yarıçapı gibi birçok faktör NiTi ege kırılmasında etken olabilmektedir. (Ruiz-Sánchez ve ark., 2020). Mevcut çalışmamızdaki gözlemsel olarak en çok ege kırılması PTN ardından OC eğelerinde gözlenmiştir. Ayrıca kanal giriş açısının artmasıyla beraber özellikle 20° grubunda alet kırılmaları artmıştır. OR grubunda ise hiçbir alet kırılması gözlenmemiştir. Döngüsel ve torsiyonel yorgunluk, NiTi aletlerin kırılmasında ana mekanizmalar olarak belirtilmiştir (Arslan ve ark., 2016). Torsiyonel kırılmalar, NiTi aletin uç kısmının kanalda sıkışması ancak aletin dönmeye devam etmesi sonucunda NiTi aletlerde elastik sınırının üzerine çıkan kuvvetler nedeniyle meydana gelmektedir (Gianluca Gambarini, Grande, ve ark., 2008; Shen, Qian, Abtin, Gao, & Haapasalo, 2012). Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmalar ise, kanaldaki maksimum eğrilik noktasında NiTi aletin maruz kaldığı tekrarlayan gerilme ve sıkıştırma kuvvetleri sonucunda oluşmaktadır (Vaz-Garcia ve ark., 2018). NiTi aletlerin performansı ve güvenli kullanım aralıklarını belirleme amacıyla, döngüsel yorgunluk ve torsiyonel direnç çalışmalarının yapılması önerilmiştir (Shen & Cheung, 2013). Yapılan çalışmalarda her iki direnç değerleri; NiTi aletlerin alaşım tipi, ısıtım süreci, yüzey işlemleri, alet çapı ve kesit tasarımına bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir (Arslan ve ark., 2016). Orhan ve ark. (2021) yapmış olduğu çalışmada OC eğelerinin PTN eğelerinden daha fazla torsiyonel ve döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu belirtilmiştir. Pedulla ve ark. (2022b) yakın zamanda yapmış oldukları çalışmada OR egesinin OC ve PTN eğelerine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dirençler gösterdiğini, PTN egesinin en düşük döngüsel

yorulma ve torsiyonel direnç değerleri gösterdiğini belirtilmiştir. NiTi aletlerin döngüsel yorgunluk direncinin farklı kanal giriş açısına göre karşılaştırıldığı çalışmalarda, kanal giriş açısının artması durumunda NiTi aletlerin döngüsel yorulma direncinin azaldığı ayrıca martensit eğerlerin kanal giriş açısının artmasıyla beraber daha yüksek bir döngüsel yorulma direnci sergileyebileceği belirtilmiştir (Pedullà ve ark., 2018; Eugenio Pedullà ve ark., 2020). Mevcut çalışmamızda gözlemsel olarak PTN eğerlerinin OC ve OR eğerlerinden daha fazla kırık gözlenmesinin sebebini, PTN eğerlerinin martensitik özelliklere bağlı daha yüksek sertlik değerlerine sahip olabilmesi (Shim ve ark., 2017) ve PTN eğerlerinin kesit tasarımının da diğer eğerlerden farklı olabilmesinden (Roda-Casanova, Pérez-González, Zubizarreta-Macho, & Faus-Matoses, 2022) kaynaklı olabileceğini düşünüyoruz. Ayrıca önceki çalışmalarla uyumlu olarak (G. Cheung & Darvell, 2007), resiprokal hareketin daha yüksek torsiyonel ve döngüsel dirençlere sahip olabilmesi, çalışmamızdaki OR eğerinde en az kırık gözlenmesinin sebebi olabileceğini düşünüyoruz

6. SONUÇ VE ÇIKARIMLAR

Yapmış olduğumuz in vitro çalışmamızın sonucunda;

- 1- Kanal giriş açısının artması preparasyon sırasında oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerini artırmaktadır. Rotasyon hareketinde bu artış değerleri Resiprokal eğelere göre daha fazladır
- 2- NiTi aletlerin sahip olduğu farklı alaşım, ısıl işlem ve kesit tasarımı özellikleri tork ve apikal kuvvet değerlerini etkilemiştir.
- 3- NiTi aletlerin çalışma kinematiği, tek başına, preparasyon sırasında oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerini etkilemiştir.
- 4- Resiprokal hareket preparasyon sırasında oluşan tork kuvvetlerini azaltmıştır. Kanal girişinde açılanma olan durumlarda resiprokal kinematiğe sahip eğelerin kullanılması tavsiye edilebilir.
- 5- Resiprokal hareket apikal kuvvet değerlerini artırmaktadır. Resiprokal eğelerin kullanılması sırasında fazla baskı uygulanmasından kaçınılması tavsiye edilir.
- 6- Kanal giriş açısının artması aletler üzerinde oluşan stresleri artırarak özellikle rotasyon hareketiyle çalışan aletlerin kırılma riskini artırmıştır.
- 7- Kanal giriş açısı farklılıklarının tork ve apikal kuvvetlere etkisini değerlendiren ilk çalışmadır. Kanal giriş açısı etkilerinin değerlendirilebilmesi adına daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda her deneyde tek bir ege kullanılmış ve oluşan maksimum stres değerleri baz alınmıştır. NiTi aletlerin tork değerlerinin belirlenmesinde maksimum tork ve kuvvet değerlerinin bir kez oluşmasında bile alet deformasyonu ve torsiyonel kırık

riskinin artırabileceği belirtilmektedir (Yum ve ark., 2011). Kanal preparasyon aşamasında özellikle eğimli kanallarda oluşabilecek döngüsel yorgunluk değerlerinin de stres seviyelerini etkileyebileceği göz önünde bulundurulduğunda, preparasyon sırasında oluşan tork ve kuvvetlerin kümülatif olarak hesaplanması, eğeler üzerinde biriken yükleri de yansıtabilecektir. Dolayısıyla kümülatif tork ve kuvvet değerlerini hesaplayacak cihaz ve programların geliştirilmesiyle elde edilecek bu değerlerin statik yöntemle elde edilecek verilerle kıyaslama yapabilmek adına önemli sonuçlar verebileceğini düşündüğümüzden dolayı kümülatif değerlerin hesaplanması yönünde çalışmaların yararlı olabileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKÇA

- | AAE, | Case | Diffuculty | Assessment | Guidline | from |
|--|------|------------|------------|----------|------|
| https://wwwaae.org/specialty/wpcontent/uploads/sites/22022/01/CaseDiffucultyAssessmentFormFINAL2022 | | | | | |
| <p>Abu-Tahun, I., Al-Rabab'ah, M. A., Hammad, M., & Khraisat, A. (2014). Technical quality of root canal treatment of posterior teeth after rotary or hand preparation by fifth year undergraduate students, The University of Jordan. <i>Australian Endodontic Journal</i>, 40(3), 123-130.</p> | | | | | |
| <p>Abusteit, O. E. (2021). Evaluation of resin sealer penetration of dentin following different final rinses for endodontic irrigation using confocal laser scanning microscopy. <i>Australian Endodontic Journal</i>, 47(2), 195-201.</p> | | | | | |
| <p>Ahn, S.-Y., Kim, H.-C., & Kim, E. (2016). Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. <i>Journal of Endodontics</i>, 42(7), 1009-1017.</p> | | | | | |
| <p>Al-Omari, M., Dummer, P., Newcombe, R., Doller, R., & Hartles, F. (1992). Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. <i>International Endodontic Journal</i>, 25(2), 67-81.</p> | | | | | |
| <p>Almohaimede, A. A., AlShehri, B. M., Alaiban, A. A., & AlDakhil, R. A. (2022). Significance of endodontic case difficulty assessment: A Retrospective Study. <i>International Dental Journal</i>, 72(5), 648-653.</p> | | | | | |
| <p>Alovisi, M., Pasqualini, D., Musso, E., Bobbio, E., Giuliano, C., Mancino, D., Berutti, E. (2018). Influence of contracted endodontic access on root canal geometry: an in vitro study. <i>Journal of Endodontics</i>, 44(4), 614-620.</p> | | | | | |
| <p>Anderson, M. E., Price, J. W., & Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. <i>Journal of Endodontics</i>, 33(10), 1212-1216.</p> | | | | | |

- Arias, A., Singh, R., & Peters, O. A. (2016). Differences in torsional performance of single-and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology*, 104, 192-198.
- Arslan, H., Alsancak, M., Doğanay, E., Karataş, E., Davut Çapar, İ., & Ertas, H. (2016). Cyclic fatigue analysis of R eciproc R 25® instruments with different kinematics. *Australian Endodontic Journal*, 42(1), 22-24.
- Aslantaş, E. E., Ors, S. A., & Serper, A. (2022). Effect of sodium hypochlorite irrigation with and without surfactant on maximum operative torque and vertical force of nickel-titanium endodontic instruments. *Acta Stomatologica Croatica: International journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 56(1), 33-41.
- Bahcall, J. K., Carp, S., Miner, M., & Skidmore, L. (2005). The causes, prevention, and clinical management of broken endodontic rotary files. *Dentistry Today*, 24(11), 74-80.
- Bahia, M. G. A., Melo, M. C., & Buono, V. T. L. (2006). Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(5), 675-680.
- Balani, P., Niazi, F., & Rashid, H. (2015). A brief review of the methods used to determine the curvature of root canals. *Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 57-63.
- Berbert, A., & Nishiyama, C. (1994). Root curvatures: A new methodology for mensuration and location. *Rev Gaúcha Odontol*, 42, 356-358.
- Berman, L. H., & Hargreaves, K. M. (2020). Tooth morphology and pulpal access cavities, *Cohen's pathways of the pulp e-book 12th Edition*: Elsevier Health Sciences, 193-195
- Berutti, E., Negro, A. R., Lendini, M., & Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 30(4), 228-230.

- Berutti, E., Alovisi, M., Pastorelli, M. A., Chiandussi, G., Scotti, N., & Pasqualini, D. (2014). Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *Journal of Endodontics*, 40(12), 2015-2018.
- Black, G. V. (1955). *Operative dentistry* (Vol. 2): Medico-Dental Publishing Company.
- Blum, J., Cohen, A., Machtou, P., & Micallef, J. P. (1999a). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 32(1), 24-31.
- Blum, J. Y., Machtou, P., & Micallef, J. P. (1999b). Location of contact areas on rotary Profile1 instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 32(2), 108-114.
- Blum, J., Machtou, P., Ruddle, C., & Micallef, J. (2003). Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *Journal of Endodontics*, 29(9), 567-575.
- Boessler, C., Peters, O. A., & Zehnder, M. (2007). Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of Endodontics*, 33(3), 280-283.
- Bóveda, C., & Kishen, A. (2015). Contracted endodontic cavities: the foundation for less invasive alternatives in the management of apical periodontitis. *Endodontic Topics*, 33(1), 169-186.
- Bryant, S., Thompson, S., Al-Omari, M., & Dummer, P. (1998). Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 1. *International Endodontic Journal*, 31(4), 275-281.
- Buhrley, L. J., Barrows, M. J., BeGole, E. A., & Wenckus, C. S. (2002). Effect of magnification on locating the MB2 canal in maxillary molars. *Journal of Endodontics*, 28(4), 324-327.
- Burch, J. G., & Hulen, S. (1972). The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 34(2), 262-268.

- Burroughs, J. R., Bergeron, B. E., Roberts, M. D., Hagan, J. L., & Himel, V. T. (2012). Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated S-shaped root canals. *Journal of Endodontics*, 38(12), 1618-1621.
- Bürklein, S., Stüber, J., & Schäfer, E. (2019). Real-time dynamic torque values and axial forces during preparation of straight root canals using three different endodontic motors and hand preparation. *International Endodontic Journal*, 52(1), 94-104.
- Câmara, A. S., de Castro Martins, R., Viana, A. C. D., de Toledo Leonardo, R., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2009). Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *Journal of Endodontics*, 35(1), 113-116.
- Carrotte, P. (2004). Preparing the root canal, Endodontics: Part 7. *British Dental Journal*, 197(10), 603-613.
- Castellucci, A. (2004). Access cavity and endodontic anatomy. *Endodontics, Volume 1: IL Tridente* 245-329.
- Cheung, G., & Darvell, B. (2007a). Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *International Endodontic Journal*, 40(8), 626-632.
- Cheung, G. S. (2007b). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16(1), 1-26.
- Cheung, G. S., & Liu, C. S. (2009). A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of Endodontics*, 35(7), 938-943.
- Clark, D., & Khademi, J. (2010). Modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *Dental Clinics*, 54(2), 249-273.
- Cohen, S., Burns, R. C., & Keiser, K. (1998). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the pulp* (Vol. 9). St Louis: Mosby, 239-242

- Cunningham, C. J., & Senia, E. S. (1992). A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 18(6), 294-300.
- da Cunha Peixoto, I. F., Pereira, É. S. J., Aun, D. P., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2015). Constant insertion rate methodology for measuring torque and apical force in 3 nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs. *Journal of Endodontics*, 41(9), 1540-1544.
- Da Silva, F. M., Kobayashi, C., & Suda, H. (2005). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *International Endodontic Journal*, 38(1), 17-21.
- Dane, A., Capar, I. D., Arslan, H., Akçay, M., & Uysal, B. (2016). Effect of different torque settings on crack formation in root dentin. *Journal of Endodontics*, 42(2), 304-306.
- De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., & Grande, N. M. (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics*, 43(3), 462-466.
- De Moor, R., Deroose, C., & Calbertson, F. (2004). The radix entomolaris in mandibular first molars: an endodontic challenge. *International Endodontic Journal*, 37(11), 789-799.
- De Souza, R. A., de Castro, F. P. L., & Pires, O. J. (2022). Research of the major methods and clinical outcomes of irrigation in endodontics: a systematic review. *Journal of Medical and Health Sciences*, 3, 3.
- Denehy, G., & Boyer, D. (1987). Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *Journal of the American Dental Association*, 115(1), 57-60.
- Di Fiore, P. M. (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *The Journal of the American Dental Association*, 138(2), 196-201.

- Di Nardo, D., Zanza, A., Seracchiani, M., Donfrancesco, O., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2021). Angle of insertion and torsional resistance of nickel–titanium rotary instruments. *Materials*, 14(13), 3744.
- Diemer, F., Michetti, J., Mallet, J.-P., & Piquet, R. (2013). Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, 39(6), 829-832.
- Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., & Sadan, A. (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence International*, 39(2), 327-330.
- Diop, A., Maurel, N., Oiknine, M., Patoor, E., & Machtou, P. (2009). A novel platform for in vitro analysis of torque, forces, and three-dimensional file displacements during root canal preparations: application to ProTaper rotary files. *Journal of Endodontics*, 35(4), 568-572.
- Eaton, J. A., Clement, D. J., Lloyd, A., & Marchesan, M. A. (2015). Micro–computed tomographic evaluation of the influence of root canal system landmarks on access outline forms and canal curvatures in mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 41(11), 1888-1891.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2018). Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1725-1730.
- Estrela, C., Bueno, M. R., Sousa-Neto, M. D., & Pécora, J. D. (2008). Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Brazilian Dental Journal*, 19(2), 114-118.
- Feynman, R. P., Leighton, R. B., & Sands, M. (1965). The feynman lectures on physics; volume 1. *American Journal of Physics*, 33(9), 750-752.

- Freire, L. G., Gavini, G., Cunha, R. S., & Santos, M. D. (2012). Assessing apical transportation in curved canals: comparison between cross-sections and micro-computed tomography. *Brazilian Oral Research*, 26(3), 222-227.
- Fukumori, Y., Nishijyo, M., Tokita, D., Miyara, K., Ebihara, A., & Okiji, T. (2018). Comparative analysis of mechanical properties of differently tapered nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Dental Materials Journal*, 37(4), 667-674.
- Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodontics & Dental Traumatology*, 16(3), 95-100.
- Gambarini, G. (2001a). Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal*, 27(3), 99-104.
- Gambarini, G. (2001b). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, 27(12), 772-774.
- Gambarini, G. (2001c). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, 34(5), 386-389.
- Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., & Testarelli, L. (2008a). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(6), 798-800.
- Gambarini, G., Grande, N. M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., & Testarelli, L. (2008b). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, 34(8), 1003-1005.
- Gambarini, G., Pompa, G., Di Carlo, S., De Luca, M., & Testarelli, L. (2009). An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*, 35(2), 70-72.

- Gambarini, G., Giansiracusa Rubini, A., Sannino, G., Di Giorgio, F., Piasecki, L., Al-Sudani, D., Testarelli, L. (2016). Cutting efficiency of nickel–titanium rotary and reciprocating instruments after prolonged use. *Odontology*, 104(1), 77-81.
- Gambarini, G., Galli, M., Seracchiani, M., Di Nardo, D., Versiani, M. A., Piasecki, L., & Testarelli, L. (2019). In vivo evaluation of operative torque generated by two nickel-titanium rotary instruments during root canal preparation. *European Journal of Dentistry*, 13(04), 556-562.
- Gani, O. A., Boiero, C. F., Correa, C., Masin, I., Machado, R., Silva, E. J., & Vansan, L. P. (2014). Morphological changes related to age in mesial root canals of permanent mandibular first molars. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 27(3), 105-109.
- Gavini, G., Santos, M. d., Caldeira, C. L., Machado, M. E. d. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Candeiro, G. T. D. M. (2018). Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32(1), 44-65.
- Gluskin, A. H., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2014). Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *British Dental Journal*, 216(6), 347-353.
- Grande, N., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V., & Somma, F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, 39(10), 755-763.
- Grande, N. M., Ahmed, H. M. A., Cohen, S., Bukiet, F., & Plotino, G. (2015). Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *Journal of Endodontics*, 41(11), 1778-1783.
- Greig, V., & Sweeney, P. (2013). Special care dentistry for general dental practice. *Dental Update*, 40(6), 452-460.

- Gutierrez, J. H., & Aguayo, P. (1995). Apical foraminal openings in human teeth. Number and location. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 79(6), 769-777.
- Gutmann, J. L., & Lovdahl, P. E. (2010). *Problem solving in endodontics: prevention, identification and management*: Elsevier Health Sciences, 256-274.
- Gutmann, J., & Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, 45(2), 113-128.
- Gutmann, J. L., & Fan, B. (2020). Tooth Morphology and Pulpal Access Cavities. *Cohen's Pathways of the Pulp: South Asia Edition E-Book*, Elsevier Health Sciences, 192.
- Ha, J.-H., & Park, S.-S. (2012). Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 37(4), 215-219.
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Cohenca, N., & Kim, H.-C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of Endodontics*, 39(3), 389-393.
- Ha, J., Cheung, G., Versluis, A., Lee, C., Kwak, S., & Kim, H. (2015). 'Screw-in'tendency of rotary nickel–titanium files due to design geometry. *International Endodontic Journal*, 48(7), 666-672.
- Ha, J.-H., Kwak, S. W., Kim, S.-K., & Kim, H.-C. (2016). Screw-in forces during instrumentation by various file systems. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 41(4), 304-309.
- Ha, J.-H., Kwak, S. W., Sigurdsson, A., Chang, S. W., Kim, S. K., & Kim, H.-C. (2017). Stress generation during pecking motion of rotary nickel-titanium instruments with different pecking depth. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1688-1691.
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.

- Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W., & Gao, Y. (2010). Irrigation in endodontics. *Dental Clinics*, 54(2), 291-312.
- Hamdy, T. M., Galal, M., Ismail, A. G., & Abdelraouf, R. M. (2019). Evaluation of flexibility, microstructure and elemental analysis of some contemporary nickel-titanium rotary instruments. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 7(21), 3647.
- Hamza, I. (2021) Tork Sensöründe Kullanılan Teknolojiler. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi* 9(28), 622-626.
- Hashem, A. A. R., Ghoneim, A. G., Lutfy, R. A., Foda, M. Y., & Omar, G. A. F. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics*, 38(7), 996-1000.
- Hatipoğlu, F. P., & Akıncı, L. (2022). Effectiveness of endodontic complexity assessment tool (E-CAT) on the undergraduate students in an endodontic training program and its predictive capability for complications. *European Journal of Dental Education*, 27(2), 409-417.
- Haug, S. R., Solfeld, A. F., Ranheim, L. E., & Bårdsen, A. (2018). Impact of case difficulty on endodontic mishaps in an undergraduate student clinic. *Journal of Endodontics*, 44(7), 1088-1095.
- Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H. (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 40(4), 247-253.
- Howe, R. P., McNamara Jr, J. A., & O'connor, K. A. (1983). An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *American Journal of Orthodontics*, 83(5), 363-373.

- Hussne, R., Braga, L., Berbert, F. L. C. V., Bueno, V., & Bahia, M. (2011). Flexibility and torsional resistance of three nickel–titanium retreatment instrument systems. *International Endodontic Journal*, 44(8), 731-738.
- Hübscher, W., Barbakow, F., & Peters, O. A. (2003). Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal*, 36(11), 740-747.
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303-313.
- Jafarzadeh, H., & Abbott, P. V. (2007). Dilaceration: review of an endodontic challenge. *Journal of endodontics*, 33(9), 1025-1030.
- Jain, N., & Tushar, S. (2008). Curved canals: ancestral files revisited. *Indian Journal of Dental Research*, 19(3), 267.
- Jamleh, A., Adorno, C. G., Ebihara, A., & Suda, H. (2016). Effect of nickel titanium file design on the root surface strain and apical microcracks. *Australian Endodontic Journal*, 42(1), 25-31.
- Jamleh, A., Alfadley, A., & Alfouzan, K. (2018). Vertical force induced with WaveOne and WaveOne Gold systems during canal shaping. *Journal of Endodontics*, 44(9), 1412-1415.
- Jamleh, A., Alfadley, A., Alghofaili, N., Jamleh, H., & Al-Fouzan, K. (2020). Analysis of force and torque with XP Shaper and OneCurve systems during shaping of narrow canals. *European Endodontic Journal*, 5(2), 123.
- Jawad, S., Taylor, C., Roudsari, R. V., Darcey, J., & Qualtrough, A. (2015). Modern endodontic planning part 1: assessing complexity and predicting success. *Dental Update*, 42(7), 599-611.

- Johnstone, M., & Parashos, P. (2015). Endodontics and the ageing patient. *Australian Dental Journal*, 60(1), 20-27.
- Kasper, D., Fauci, A., Hauser, S., Longo, D., Jameson, J., & Loscalzo, J. (2015). *Harrison's principles of internal medicine, 19th edition: McGraw Hill*, 201-215.
- Kharouf, N., Pedullà, E., Nehme, W., Akarma, K., Mercey, A., Gros, C. I., Mancino, D. (2022). Apically extruded debris in curved root canals using a new reciprocating single-file shaping system. *Journal of Endodontics*, 48(1), 117-122.
- Khedmat, S., Azari, A., Shamshiri, A. R., Fadae, M., & Fakhar, H. B. (2016). Efficacy of ProTaper and Mtwo retreatment files in removal of gutta-percha and GuttaFlow from root canals. *Iranian Endodontic Journal*, 11(3), 184.
- Kim, H.-C., Cheung, G. S.-P., Lee, C.-J., Kim, B.-M., Park, J.-K., & Kang, S.-I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel–titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *Journal of Endodontics*, 34(6), 743-747.
- Kimura, S., Ebihara, A., Maki, K., Nishijo, M., Tokita, D., & Okiji, T. (2020). Effect of optimum torque reverse motion on torque and force generation during root canal instrumentation with crown-down and single-length techniques. *Journal of Endodontics*, 46(2), 232-237.
- Kishen, A. (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13(1), 57-83.
- Kishore, A., Gurtu, A., Bansal, R., Singhal, A., Mohan, S., & Mehrotra, A. (2017). Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: Journal of Conservative Dentistry*, 20(3), 161.

- Kobayashi, C., Yoshioka, T., & Suda, H. (1997). A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *Journal of Endodontics*, 23(12), 751-754.
- Kramkowski, T. R., & Bahcall, J. (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 35(3), 404-407.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), 516-520.
- Kulić, L., Nogo-Živanović, D., Krunić, J., Vujašković, M., & Stojanović, N. (2011). Radiological assessment of the quality of root canal fillings in teeth endodontically treated at students' practical sessions. *Stomatološki Glasnik Srbije*, 58(3), 139-146.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Lee, C.-J., El Abed, R., Abu-Tahun, I. H., & Kim, H.-C. (2016). Effects of pitch length and heat treatment on the mechanical properties of the glide path preparation instruments. *Journal of Endodontics*, 42(5), 788-792.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Cheung, G. S.-P., Kim, H.-C., & Kim, S. K. (2018). Effect of the glide path establishment on the torque generation to the files during instrumentation: an in vitro measurement. *Journal of Endodontics*, 44(3), 496-500.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Cheung, G. S.-P., Kim, S. K., & Kim, H.-C. (2019a). Comparison of in vitro torque generation during instrumentation with adaptive versus continuous movement. *Journal of Endodontics*, 45(6), 803-807.
- Kwak, S. W., Lee, C.-J., Kim, S. K., Kim, H.-C., & Ha, J.-H. (2019b). Comparison of screw-in forces during movement of endodontic files with different geometries, alloys, and kinetics. *Materials*, 12(9), 1506.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Shen, Y., Haapasalo, M., & Kim, H.-C. (2021a). Effects of root canal curvature and mechanical properties of nickel-titanium files on torque generation. *Journal of Endodontics*, 47(9), 1501-1506.

- Kwak, S. W., Abu-Tahun, I. H., Ha, J.-H., & Kim, H.-C. (2021b). Torsional resistance of WaveOne Gold and Reciproc Blue according to the loading methods. *Journal of Endodontics*, 47(1), 88-93.
- Kwak, S. W., Ha, J. H., Shen, Y., Haapasalo, M., & Kim, H. C. (2022). Comparison of the effects from coronal pre-flaring and glide-path preparation on torque generation during root canal shaping procedure. *Australian Endodontic Journal*, 48(1), 131-137.
- Kyaw, M. S., Ebihara, A., Maki, K., Kimura, S., Nakatsukasa, T., Htun, P. H., Okiji, T. (2022). Effect of kinematics on the torque/force generation, surface characteristics, and shaping ability of a nickel-titanium rotary glide path instrument: An ex vivo study. *International Endodontic Journal*, 55(5), 531-543.
- La Rosa, G. R., La Paglia, P., Conte, G., Lazaridis, K., Isola, G., Pedullà, E., Verzi, P. (2019). Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of 2shape rotary instruments in different artificial canals. *Journal of Endodontics*, 11(2), 206-207.
- Landtwin, K. (1978). Evaluation of the normal range of vertical mandibular opening in children and adolescents with special reference to age and stature. *Journal of Maxillofacial Surgery*, 6(1), 157-162.
- Lara-Mendes, S. T., Camila de Freitas, M. B., Machado, V. C., & Santa-Rosa, C. C. (2018). A new approach for minimally invasive access to severely calcified anterior teeth using the guided endodontics technique. *Journal of Endodontics*, 44(10), 1578-1582.
- Lee, J.-H., Kim, K.-D., Lee, J.-K., Park, W., Jeong, J. S., Lee, Y., Lee, W.-C. (2011). Mesio Buccal root canal anatomy of Korean maxillary first and second molars by cone-beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111(6), 785-791.

- Lee, J. Y., Kwak, S. W., Ha, J.-H., & Kim, H.-C. (2020). Ex-Vivo comparison of torsional stress on nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion. *Materials*, 13(8), 1900.
- Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448-451.
- Lim, K., & Webber, J. (1985). The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *International Endodontic Journal*, 18(4), 240-246.
- Liu, W., & Wu, B. (2016). Root canal surface strain and canal center transportation induced by 3 different nickel-titanium rotary instrument systems. *Journal of Endodontics*, 42(2), 299-303.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., & Estrela, C. (1998). Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius. *Brazilian Dental Journal*, 9(1), 39-45.
- Madarati, A., Watts, D., & Qualtrough, A. (2008). Factors contributing to the separation of endodontic files. *British Dental Journal*, 204(5), 241-245.
- Maki, K., Ebihara, A., Kimura, S., Nishijo, M., Tokita, D., & Okiji, T. (2019). Effect of different speeds of up-and-down motion on canal centering ability and vertical force and torque generation of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 45(1), 68-72. e61.
- Malamed, S. F. (2017). *Sedation-e-book: a guide to patient management 6th Edition*: Elsevier Health Sciences, 411-426.
- Mannan, G., Smallwood, E., & Gulabivala, K. (2001). Effect of access cavity location and design on degree and distribution of instrumented root canal surface in maxillary anterior teeth. *International Endodontic Journal*, 34(3), 176-183.

- Mantovani, D. (2000). Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. *Journal of the Minerals, Metals and Materials Society*, 52, 36-44.
- Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J., Magán, F., Ahn, S., & Rodríguez, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 262-266.
- McClanahan, S., Crepps, III., Maranga, M., Worrell, D., & Behnia, A. (2020). Glossary of endodontic terms. *Chicago: American Association of Endodontists*.
- McSpadden, J. T. (2007). Mastering endodontic instrumentation. *Chattanooga, TN: Cloudland Institute*, 51-52.
- Miçooğulları Kurt, S., Kandemir Demirci, G., Serefoglu, B., Kaval, M. E., Güneri, P., & Çalışkan, M. K. (2022). Quality of root canal treatment performed by undergraduate students using nickel-titanium reciprocating versus hand instruments. *Journal of Dental Education*, 86(12), 1662-1670.
- Moezizadeh, M., & Mokhtari, N. (2011). Fracture resistance of endodontically treated premolars with direct composite restorations. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(3), 277.
- Monnan, G., Smallwood, E., & Gulabivala, K. (2001). Effects of access cavity location and design on degree and distribution of instrumented root canal surface in maxillary anterior teeth. *International Endodontic Journal*, 34(6), 176-183.
- Moore, B., Verdelis, K., Kishen, A., Dao, T., & Friedman, S. (2016). Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1779-1783.
- Moreinis, S. A. (1979). Avoiding perforation during endodontic access. *Journal of the American Dental Association*, 98(5), 707-712.
- Mounce, R. (2007). Negotiating challenging mid root curvatures: rounding the bend. *Dentistry Today*, 26(2), 108-112.

- Mousavi, S. A., Kargar-Dehnavi, V., & Mousavi, S. A. (2012). A novel approach to determine the effect of irrigation on temperature and failure of Ni-Ti endodontic rotary files. *Dental Research Journal*, 9(3), 281-287.
- Nagy, C., Barthá, K., Bernath, M., Verdes, E., & Szabo, J. (1997). The effect of root canal morphology on canal shape following instrumentation using different techniques. *International Endodontic Journal*, 30(2), 133-140.
- Nagy, C. D., Szabó, J., & Szabó, J. (1995). A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth. *Journal of Endodontics*, 21(11), 557-560.
- Nakatsukasa, T., Ebihara, A., Kyaw, M. S., Omori, S., Unno, H., Kimura, S., Okiji, T. (2022). Impact of radial lands on the reduction of torque/force generation of a heat-treated nickel-titanium rotary instrument. *Applied Sciences*, 12(5), 2620.
- Nayak, A., Kankar, P., Jain, P. K., & Jain, N. (2019). Force and vibration generated in apical direction by three endodontic files of different kinematics during simulated canal preparation: An in vitro analytical study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 233(8), 839-848.
- Nelson, S., & Ash Jr, M. (2010). Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion, ed 9, St. Louis: Saunders.
- Omori, S., Ebihara, A., Hirano, K., Kasuga, Y., Unno, H., Nakatsukasa, T., Okiji, T. (2022). Effect of rotational modes on torque/force generation and canal centering ability during rotary root canal Instrumentation with differently heat-treated nickel–titanium instruments. *Materials*, 15(19), 6850.
- Orhan, E. O., Ertuğrul, İ. F., & Tosun, S. (2021). Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microscopy Research and Technique*, 84(1), 62-70.

- Ounsi, H. F., Salameh, Z., Al-Shalan, T., Ferrari, M., Grandini, S., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2007). Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 33(6), 737-741.
- Palma, P. J., Messias, A., Cerqueira, A. R., Tavares, L. D., Caramelo, F., Roseiro, L., & Santos, J. M. (2019). Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology*, 107, 324-332.
- Parashos, P., Gordon, I., & Messer, H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 30(10), 722-725.
- Park, S.-Y., Cheung, G. S., Yum, J., Hur, B., Park, J.-K., & Kim, H.-C. (2010). Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1200-1204.
- Patel, S., & Rhodes, J. (2007). A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *British Dental Journal*, 203(3), 133-140.
- Pedullà, E., La Rosa, G. R. M., Boninelli, S., Rinaldi, O. G., Rapisarda, E., & Kim, H.-C. (2018). Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue instruments. *Journal of Endodontics*, 44(12), 1849-1855.
- Pedullà, E., La Rosa, G. R. M., Virgillito, C., Rapisarda, E., Kim, H.-C., & Generali, L. (2020a). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *Journal of Endodontics*, 46(3), 431-436.
- Pedullà, E., Leanza, G., La Rosa, G., Gueli, A., Pasquale, S., Plotino, G., & Rapisarda, E. (2020b). Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel–titanium rotary or reciprocating glide path instruments. *International Endodontic Journal*, 53(3), 376-384.

- Pedullà, E., Kharouf, N., Caruso, S., La Rosa, G. R. M., Jmal, H., Haikel, Y., & Mancino, D. (2022). Torsional, static, and dynamic cyclic fatigue resistance of reciprocating and continuous rotating nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 48(11), 1421-1427.
- Pereira, E. S., Singh, R., Arias, A., & Peters, O. A. (2013). In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1615-1619.
- Pessoa, O. F., Silva, J. M. d., & Gavini, G. (2013). Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Brazilian Dental Journal*, 24(2), 117-120.
- Peters, L. B., Lindeboom, J. A., Elst, M. E., & Wesselink, P. R. (2011). Prevalence of apical periodontitis relative to endodontic treatment in an adult Dutch population: a repeated cross-sectional study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111(4), 523-528.
- Peters, O. A., Laib, A., Göhring, T. N., & Barbakow, F. (2001). Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *Journal of Endodontics*, 27(1), 1-6.
- Peters, O. A., & Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, 35(4), 379-389.
- Peters, O. A., Peters, C. I., Schonenberger, K., & Barbakow, F. (2003a). ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, 36(2), 93-99.
- Peters, O. A., Peters, C. I., Schonenberger, K., & Barbakow, F. (2003b). ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International Endodontic Journal*, 36(2), 86-92.

- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559-567.
- Peters, O. A., Boessler, C., & Zehnder, M. (2005). Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International Endodontic Journal*, 38(4), 223-229.
- Plotino, G., Grande, N. M., Isufi, A., Ioppolo, P., Pedullà, E., Bedini, R., Testarelli, L. (2017). Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *Journal of Endodontics*, 43(6), 995-1000.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77-85.
- Ray, J. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, 33(12), 1469-1472.
- Rebeiz, J., Hachem, C. E., Osta, N. E., Habib, M., Rebeiz, T., Zogheib, C., & Kaloustian, M. K. (2021). Shaping ability of a new heat-treated NiTi system in continuous rotation or reciprocation in artificial curved canals. *Odontology*, 109, 792-801.
- Roda-Casanova, V., Pérez-González, A., Zubizarreta-Macho, A., & Faus-Matoses, V. (2022). Influence of cross-section and pitch on the mechanical response of niti endodontic files under bending and torsional conditions: a finite element analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 11(9), 2642.
- Rodrigues, R. C., Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T., & De Martin, A. S. (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1553-1557.
- Rover, G., Belladonna, F. G., Bortoluzzi, E. A., De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., & Teixeira, C. S. (2017). Influence of access cavity design on root canal detection, instrumentation efficacy, and

- fracture resistance assessed in maxillary molars. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1657-1662.
- Ruddle, C. J. (2001). The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry Today*, 20(10), 60-67.
- Ruddle, C. J., Machtou, P., & West, J. D. (2013). The shaping movement 5th generation technology. *Dentistry Today*, 32(4), 94-102.
- Ruiz-Sánchez, C., Faus-Llácer, V., Faus-Matoses, I., Zubizarreta-Macho, Á., Sauro, S., & Faus-Matoses, V. (2020). The influence of niti alloy on the cyclic fatigue resistance of endodontic files. *Journal of Clinical Medicine*, 9(11), 37-55.
- Saad, A. Y., Al-Hadlaq, S. M., & Al-Katheeri, N. H. (2007). Efficacy of two rotary niti instruments in the removal of gutta-percha during root canal retreatment. *Journal of Endodontics*, 33(1), 38-41.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161-165.
- Sattapan, B., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 26(3), 156-160.
- Schäfer, E., Diez, C., Hoppe, W., & Tepel, J. (2002). Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *Journal of Endodontics*, 28(3), 211-216.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269-296.
- Schrader, C., & Peters, O. A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, 31(2), 120-123.
- Sears, F. W., Zemansky, M. W., & Young, H. D. (1982). *University physics* (Vol. 6): Addison-Wesley Reading, MA, 221-262.

- Seracchiani, M., Miccoli, G., Di Nardo, D., Zanza, A., Cantore, M., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2021). Effect of flexural stress on torsional resistance of NiTi instruments. *Journal of Endodontics*, 47(3), 472-476.
- Serafin, M., De Biasi, M., Franco, V., & Angerame, D. (2019). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontology*, 107(2), 196-201.
- Sharma, A., Arora, P., & Wazir, S. S. (2013). Hinged and sectional complete dentures for restricted mouth opening: A case report and review. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(1), 74.
- Shen, Y., & Cheung, G. S. (2013). Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 18-41.
- Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G. S.-p., & Peng, B. (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *Journal of Endodontics*, 35(1), 129-132.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 376-380.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163-172.
- Shen, Y., Hieawy, A., Huang, X., Wang, Z.-j., Maezono, H., & Haapasalo, M. (2016). Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of Endodontics*, 42(6), 961-964.
- Shetty, A., Hegde, M. N., Tahiliani, D., Shetty, H., Bhat, G. T., & Shetty, S. (2014). A three-dimensional study of variations in root canal morphology using cone-beam computed

- tomography of mandibular premolars in a South Indian population. *Journal of clinical and diagnostic research: Jornal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(8), 22-24.
- Shim, K.-S., Oh, S., Kum, K., Kim, Y.-C., Jee, K.-K., & Chang, S. W. (2017). Mechanical and metallurgical properties of various nickel-titanium rotary instruments. *BioMed Research International*, 2017.
- Silva, E. J. N. L., Rover, G., Belladonna, F. G., De-Deus, G., da Silveira Teixeira, C., & da Silva Fidalgo, T. K. (2018). Impact of contracted endodontic cavities on fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clinical Oral Investigations*, 22, 109-118.
- Silva, E., Pinto, K., Ferreira, C., Belladonna, F., De-Deus, G., Dummer, P., & Versiani, M. (2020). Current status on minimal access cavity preparations: a critical analysis and a proposal for a universal nomenclature. *International Endodontic Journal*, 53(12), 1618-1635.
- Skelly, M., & Craig, D. (2005). Sedation for dental procedures. *Anaesthesia & intensive care medicine*, 6(8), 255-257.
- Skidmore, A. E., & Bjorndal, A. M. (1971). Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 32(5), 778-784.
- Smith, C., Setchell, D., & Harty, F. (1993). Factors influencing the success of conventional root canal therapy—a five-year retrospective study. *International Endodontic Journal*, 26(6), 321-333.
- Soares, C. J., Martins, L. R. M., Fonseca, R. B., Correr-Sobrinho, L., & Neto, A. J. F. (2006). Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(6), 421-429.
- Souza-Flamini, L. E., Leoni, G. B., Chaves, J. F. M., Versiani, M. A., Cruz-Filho, A. M., Pécora, J. D., & Sousa-Neto, M. D. (2014). The radix entomolaris and paramolaris: a micro-computed

- tomographic study of 3-rooted mandibular first molars. *Journal of Endodontics*, 40(10), 1616-1621.
- Standlee, J. P., & Caputo, A. A. (1999). Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(2), 278-281.
- Stropko, J. J. (1999). Canal morphology of maxillary molars: clinical observations of canal configurations. *Journal of Endodontics*, 25(6), 446-450.
- Tabassum, S., & Khan, F. R. (2016). Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *European Journal of Dentistry*, 10(01), 144-147.
- Taylor, G. (1988). Techniiche per la preparazione e l'otturazione intracanalare. *Clinical Odontology*, 20(3), 566-581.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- Thompson, S., & Dummer, P. (1997). Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *Journal of Endodontics*, 23(11), 698-702.
- Thu, M., Ebihara, A., Adel, S., & Okiji, T. (2021). Analysis of torque and force induced by rotary nickel-titanium instruments during root canal preparation: a systematic review. *Applied Sciences*, 11(7), 3079.
- Tokita, D., Ebihara, A., Nishijo, M., Miyara, K., & Okiji, T. (2017). Dynamic torque and vertical force analysis during nickel-titanium rotary root canal preparation with different modes of reciprocal rotation. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1706-1710.
- Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Akti, A., & Düzgün, S. (2016). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *Journal of Endodontics*, 42(6), 969-971.

- Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Kafdağ, Ö., & Balkaya, H. (2020). Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. *Australian Endodontic Journal*, 46(1), 68-72.
- Torabinejad, M., Anderson, P., Bader, J., Brown, L. J., Chen, L. H., Goodacre, C. J., Patel, R. (2007). Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(4), 285-311.
- Tsao, C.-C., Lin, F.-Y., Liou, J.-W., Wen, P.-H., Peng, C.-C., & Liu, T.-S. (2013). Force sensor design and measurement for endodontic therapy. *IEEE Sensors Journal*, 13(7), 2636-2642.
- Tzimpoulas, N. E., Alisafis, M. G., Tzanetakakis, G. N., & Kontakiotis, E. G. (2012). A prospective study of the extraction and retention incidence of endodontically treated teeth with uncertain prognosis after endodontic referral. *Journal of Endodontics*, 38(10), 1326-1329.
- Van Der Vyver, P. J., & Scianamblo, M. J. (2014). Clinical guidelines for the use of ProTaper Next instruments (part I). *Dental Tribune*, 7, 12-16.
- Vaz-Garcia, E. S., Vieira, V. T. L., Petitet, N. P. d. S. F., Moreira, E. J. L., Lopes, H. P., Elias, C. N., Antunes, H. d. S. (2018). Mechanical properties of anatomic finishing files: XP-Endo Finisher and XP-Clean. *Brazilian Dental Journal*, 29(2), 208-213.
- Versiani, M. A., Martins, J. N., & Basrani, B. (2019). 3D visual glossary of terminology in root and root canal anatomy. *The Root Canal Anatomy in Permanent Dentition*, 391-425.
- Versluis, A., Kim, H.-C., Lee, W., Kim, B.-M., & Lee, C.-J. (2012). Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *Journal of Endodontics*, 38(10), 1399-1403.
- Vertucci, F. J. (1984). Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 58(5), 589-599.

- Viana, A. C. D., de Melo, M. C. C., de Azevedo Bahia, M. G., & Buono, V. T. L. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(4), 527-533.
- Walia, H., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346-351.
- Wever, D., Veldhuizen, A., De Vries, J., Busscher, H., Uges, D., & Van Horn, J. (1998). Electrochemical and surface characterization of a nickel–titanium alloy. *Biomaterials*, 19(7-9), 761-769.
- Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J., & Zhang, G. (2011). Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of Endodontics*, 37(6), 758-763.
- Wu, M.-K., Fan, B., & Wesselink, P. R. (2000). Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *Journal of Endodontics*, 26(4), 210-216.
- Yared, G., Bou Dagher, F., & Machtou, P. (2001a). Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *International Endodontic Journal*, 34(6), 471-475.
- Yared, G., Bou Dagher, F., & Machtou, P. (2001b). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, 34(1), 47-53.
- Yared, G., Bou Dagher, F., Machtou, P., & Kulkarni, G. (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International Endodontic Journal*, 35(1), 7-12.
- Yared, G., & Kulkarni, G. K. (2004). Accuracy of the TCM Endo III torque-control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 30(9), 644-645.

- Yared, G., & Alasmar Ramli, G. (2013). Single file reciprocation: A literature review. *Endodontic Practice Today*, 7(3), 171-178.
- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*, 38(1), 105-107.
- Yum, J., Cheung, G. S.-P., Park, J.-K., Hur, B., & Kim, H.-C. (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 37(3), 382-386.
- Zanza, A., D'Angelo, M., Reda, R., Gambarini, G., Testarelli, L., & Di Nardo, D. (2021a). An update on nickel-titanium rotary instruments in endodontics: mechanical characteristics, testing and future perspective: an overview. *Bioengineering*, 8(12), 218-229.
- Zanza, A., Seracchiani, M., Reda, R., Di Nardo, D., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2021b). Role of the Crystallographic Phase of NiTi Rotary Instruments in Determining Their Torsional Resistance during Different Bending Conditions. *Materials*, 14(21), 63-87.
- Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *Journal of Endodontics*, 32(5), 389-398.
- Zhang, Y., Liu, Y., She, Y., Liang, Y., Xu, F., & Fang, C. (2019). The effect of endodontic access cavities on fracture resistance of first maxillary molar using the extended finite element method. *Journal of Endodontics*, 45(3), 316-321.
- Zinelis, S., Magnissalis, E., Margelos, J., & Lambrianidis, T. (2002). Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. *Journal of Endodontics*, 28(5), 367-370.
- Zubizarreta-Macho, Á., Mena Álvarez, J., Albaladejo Martínez, A., Segura-Egea, J. J., Caviedes Brucheli, J., Agustín-Panadero, R., Alonso-Ezpeleta, Ó. (2020). Influence of the Pecking Motion Frequency on the Cyclic Fatigue Resistance of Endodontic Rotary Files. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1), 45.

Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088-1103.



EK-1

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - 679
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 03.11.2022
Toplantı No : 2022/19
Proje No : 22-KAEK-229

03.11.2022

Sayın, Doç.Dr. Emre BAYRAM

Etik Kurulumuzun 03.11.2022 tarihli toplantısında görüşülen 22-KAEK-229 kayıt numaralı **“Kanal Giriş Yolunun Ni-Ti Kanal Aletlerinde Apikal Basınç ve Tork Değerlerine Etkisi: Bir İn Vitro Çalışma”** başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmeliğin 14-4. maddesi ve yönergemizin 18-3. maddesine göre çalışmanız tamamlandıktan sonra sonuç raporunun tarafımıza en geç 90 gün içerisinde bildirilmesi gerekmektedir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Doç.Dr. Muzaffer KATAR
Başkan

EK-2

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmacının/Hekimin Açıklaması

Son zamanlarda piyasaya sürülen farklı ısıtma işlemlere ve kinematiğe sahip kanal eğelerinin farklı klinik vakalarda kök kanal preparasyonu sırasında komplikasyonlardan birisi olan alet kırılmalarına karşı direncinin tespit edilmesi amacıyla, farklı giriş açılarındaki kanal eğelerinin diş üzerinde oluşturduğu apikal basınç kuvveti ve tork kuvvetleri üzerine nasıl bir etki göstereceği açısından bir bilimsel araştırma yapmayı planlamaktayız. Yapılması planlanan araştırmanın ismi ‘Kanal Giriş Yolunun Ni-Ti Kanal Aletlerinde Apikal Basınç ve Tork Değerlerine Etkisi: Bir İn Vitro Çalışma’dır.

Endodontik tedavi sırasında kanal giriş açılarının farklı olması eğelerin özelliklerine ve dayanımlarına etki edebilmektedir. Çekilmiş olan dişleriniz bu araştırma kapsamında kullanılması açısından uygun olması neticesiyle sizleri bu çalışmaya davet ediyoruz. Ancak hemen belirtilmelidir ki araştırmaya katılıp katılmamak gönüllülük esasına dayalıdır. Bu bilimsel çalışmaya katılma kararını tamamen hür iradeniz ile vermelisiniz. Bu kararı verirken hiç kimse tarafından size telkin ve baskıda bulunulamaz.

Kararınızdan önce söz konusu bilimsel araştırma ve bu araştırmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda yapılacak işlemler hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra bu bilimsel araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bilimsel çalışma hakkında bilgiler

Araştırmaya davet edilmeniz sebebi çekilmiş olan dişlerinizin çalışmamızda kullanılmaya uygun olmasıdır. Bu araştırma Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ve Hastalıkları Anabilim Dalı tarafından sadece çekilmiş dişleriniz üzerinde gerçekleştirilecektir.

Kök kanal tedavisi sırasında mekanik temizlik, mikrobiyal floraya karşı temizlik amacıyla irrigasyon ve ardından biyoyumlu bir kök kanal dolgu materyali ile sızdırmaz bir şekilde doldurulması işlemleri uygulanır. Tedavinin preparasyon aşamasında farklı özelliklere sahip kanal aletleri kullanılmaktadır. Bu kullanılan aletler dişin anatomik yapısı, kanalların darlığı ve eğim derecesi gibi durumlarda farklı alışkanlıklar gibi özelliklerine bağlı olarak seçilmektedir. Bu seçilen farklı aletlerin kanal preparasyonu sırasında farklı özellikler gösterdiği ve komplikasyon oranını azalttığı belirtilmiştir. Bu araştırmanın amacı da farklı giriş yollarında eğelerin kök kanal sistemi içerisinde oluşturdukları apikal basınç kuvveti ve torkun ölçülmesi ve değerlendirilmesidir.

Çalışma kapsamında bilinmesi gereken durumlar ve araştırmacılar ile gönüllülerin uyması gereken kurallar

Araştırmaya katılmanız durumunda;

1. Sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir.
2. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme yapılmayacaktır.
3. Hekim ile aranızda kalması gereken size ait bilgilerin gizliliğine büyük özen ve saygı gösterilecektir.
4. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgileriniz çok büyük bir hassasiyetle korunacaktır.
5. Çalışma sırasında meydana gelebilecek sağlığınız ile ilgili ve diğer olumsuzlukların sorumluluğu araştırmacılara aittir.

Araştırmanın Adı:

Araştırma Sorumlusu:

Tarih:

İmza:

6. Gönüllü olarak katıldığımız çalışmanın herhangi bir aşamasında araştırmadan ayrılabilirsiniz. Ancak ayrılmadan önce araştırmacılara bu durumu bildirmeniz önemlidir.
7. Çalışmaya katılmayı kabul etmemeniz durumunda tedavinizde ve klinik izlemlerinizi hiçbir değişiklik olmayacak, her zaman olduğu gibi aynı özen ve ihtimam ile hastalığınızın tedavisi sürdürülecektir.

Katılımcının (Gönüllü) / Hastanın Beyanı

Sayın Doç. Dr. Emre BAYRAM tarafından, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam, hekim ile aramda kalması gereken, bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı gösterileceği, araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı kesin ve net bir şekilde belirtilmiştir.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Benden herhangi bir ücret talep edilmeyeceği ve bana da herhangi bir ödeme yapılmayacağı net ve kesin bir şekilde ifade edilmiştir.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğum bildirilmiştir. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağının da bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun, araştırma sürecinde araştırma ile ilgili ortaya çıkabilecek sağlık durumuyla ilgili olumsuzluklarda sorumluluk araştırmacılara ait olup parasal bir yük altına girmeyeceğim.

Araştırma sırasında araştırma ile ilgili bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; Doç. Dr. Emre BAYRAM’a ulaşarak danışabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı herhangi bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (gönüllü) olarak yer alma kararını tamamen hür iradem ile almış bulunuyorum. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllük içerisinde kabul ediyorum.

Tarih

Katılımcı (Gönüllü)

Adı, Soyadı :
Adres :
Telefon :
İmza :

Görüşme Tanığı

Adı, Soyadı :
Adres :
Telefon :
İmza :

Katılımcı (Gönüllü) ile Görüşen Araştırmacı

Adı, Soyadı, Ünvanı :
Adres :
Telefon :
İmza :

(Tüm sayfaları imzalı bu formun bir kopyası katılımcıya verilecektir)

Araştırmanın Adı:

Araştırma Sorumlusu:

Tarih:

İmza: