



**ÜÇ BOYUTLU REZİN DİŞLERDE FARKLI DÖNER EĞE
SİSTEMLERİNİN ŞEKİLLENDİRME ETKİNLİĞİNİN VE TAŞIRDIĞI
DEBRİS MİKTARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ezgi Sıla DİNLER

**UZMANLIK TEZİ
ENDODONTİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

AĞUSTOS 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ezgi Sıla DİNLER

04/08/2025

ÜÇ BOYUTLU REZİN DİŞLERDE FARKLI DÖNER EĞE SİSTEMLERİNİN
ŞEKİLLENDİRME ETKİNLİĞİNİN VE TAŞIRDIĞI DEBRİS MİKTARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Ezgi Sıla DİNLER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ağustos 2025

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, simüle üç boyutlu rezin alt premolar dişlerde üç farklı nikel-titanyum eğe sisteminin apikalden taşıdığı debris miktarını ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile şekillendirme etkinliğini değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. 45 adet tek kökli üç boyutlu rezin alt premolar diş rastgele olmak üzere 3 gruba ayrıldı (n=15): ProTaper Ultimate Grubu (PTU), ProTaper Gold Grubu (PTG), WaveOne Gold Grubu (WOG). Kök kanallarının şekillendirilmesinden önce ve sonra rezin dişlerin KIBT ile analizi gerçekleştirildi. Boş Eppendorf tüplerinin ağırlık ölçümleri hassas terazide yapıldıktan sonra dişler, tüplerin kapaklarına açılan deliklere sabitlendi. Örnekler, ProTaper Ultimate grubunda FXL, ProTaper Gold grubunda F4 ve WaveOne Gold grubunda Large egesine kadar şekillendirildi. Kök kanalının apikalinden taşan debrisin ağırlığı, tüpün enstrümantasyondan sonra son ağırlığından tüpün ilk ağırlığının çıkarılmasıyla elde edildi. Şekillendirme öncesi ve sonrası görüntülerde her bir örnek için apikalden 4 mm, 8 mm ve 13 mm seviyelerinden aksiyal kesitler alınarak meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon, merkezde kalma ve kök kanalının alan değişimi analiz edildi. Veriler R yazılımının 4.4.1 versiyonu kullanılarak analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis H Testi, bağımlı ve normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Friedman testi kullanıldı. Normal dağılıma uyan değişkenlerin karşılaştırılmasında tek yönlü ANOVA kullanıldı. Önem düzeyi $p<0,05$ olarak alındı. Gruplar arasında debris miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Kök kanalının şekillendirme öncesi ve sonrası alan değişimi açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU ve WOG grupları arasında 4mm seviyesinde meziodistal yönde transportasyon ($p=0,042$) ve merkezde kalma ($p=0,010$) açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardı. Gruplar arasında bukkolingual yönde transportasyon ve merkezde kalma açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). Tüm gruplarda farklı miktarlarda apikal debris ekstrüzyonu gözlemlendi. Tüm eğe sistemleri kabul edilebilir düzeyde transportasyona neden oldu. Çalışmamızın sınırları dahilinde, kullanılan eğelerin benzer şekillendirme etkinliğine sahip olduğu ve prosedürel hatalar açısından güvenilir olduğu düşünülmektedir.

Bilim Kodu : 1015.1
Anahtar Kelimeler : Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, Kök kanalını hazırlama, Üç boyutlu rezin dişler
Sayfa Adedi : 89
Danışman : Doç. Dr. Mügem Aslı EKİCİ

EVALUATION OF THE SHAPING EFFICIENCY AND THE AMOUNT OF
EXTRUDED DEBRIS OF DIFFERENT FILE SYSTEMS IN THREE-DIMENSIONAL
RESIN TEETH

(Specialty Thesis)

Ezgi Sıla DİNLER

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

August 2025

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate and compare the amount of apically extruded debris and the shaping efficiency of three different nickel-titanium file systems using cone-beam computed tomography (CBCT) in simulated three-dimensional resin mandibular premolar teeth. Forty-five single-rooted three-dimensional resin mandibular premolar teeth were randomly divided into three groups (n=15): ProTaper Ultimate (PTU), ProTaper Gold (PTG), and WaveOne Gold (WOG). Before and after root canal shaping, all resin teeth were analyzed using CBCT. Empty Eppendorf tubes were pre-weighed on a precision scale, and the teeth were fixed to holes drilled into the tube caps. Specimens were instrumented up to the FXL file in the PTU group, the F4 file in the PTG group, and the Large file in the WOG group. The weight of extruded debris was calculated by subtracting the pre-weight of the tube from its final weight after instrumentation. From the pre- and post-instrumentation CBCT images, axial sections at 4 mm, 8 mm, and 13 mm from the apex were analyzed for mesiodistal and buccolingual canal transportation, canal-centering ability, and root canal area changes. Statistical analyses were performed using R software version 4.4.1. The Shapiro-Wilk test was used to assess the normality of data distribution. The Kruskal-Wallis H test was used for comparing non-normally distributed variables, while the Friedman test was used for paired comparisons of non-normally distributed variables. One-way ANOVA was used for comparing normally distributed variables. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$. There was no statistically significant difference between the groups for debris extrusion ($p > 0.05$). There were also no statistically significant differences between the groups for root canal area changes before and after instrumentation ($p > 0.05$). There was a statistically significant difference between PTU and WOG groups for mesiodistal transportation ($p = 0.042$) and canal-centering ability ($p = 0.010$) at the 4 mm level. There was no statistically significant difference between groups for buccolingual transportation or canal centering ability ($p > 0.05$). Apical debris extrusion was observed in all groups at varying amounts. All file systems caused transportation at an acceptable level. Within the limitations of our study, it is considered that the files used exhibit comparable shaping performance and are reliable with respect to procedural errors.

Science Code : 1015.1

Key Words : Cone-beam computed tomography, Root canal preparation, Three-dimensional resin teeth

Page Number : 89

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Mügem Aslı EKİCİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca yoluma ışık tutan, bilgi ve tecrübesiyle beni her zaman destekleyen, öğrencisi olmaktan büyük gurur duyduğum çok değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Mügem Aslı EKİCİ'ye,

Başta Ana Bilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Bağdagül HELVACIOĞLU KIVANÇ olmak üzere öğrenim hayatım boyunca üzerimde emeği olan Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalındaki çok kıymetli tüm hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım arkadaşlarım Dt. Ömer Faruk KÖSECE, Dt. Hasan ÖKSÜZOĞLU ve Dt. Ayşen DOĞAN başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma, emekleriyle her zaman hayatımızı kolaylaştıran başta Münevver AKBULUT olmak üzere tüm bölüm personelimize,

Bu yolculukta her daim arkamda duran, sevgisiyle, şefkatiyle ve sonsuz desteğiyle bana güç veren, en yakın arkadaşım, sırdaşım ve ilham kaynağım olan canım anneme,

Her zaman yanımda olan, sevgisini ve desteğini eksik etmeyen canım babama,

Koşulsuz sevgilerini her daim hissettiğim, her şeyi başarabileceğime dair beni cesaretlendiren canım dedeme, anneanneme, dayıma ve teyzelerime,

Lisans sürecimizden bu yana, birbirimize bağlılığımızı hiç kaybetmediğimiz, dostlukları benim için her zaman kıymetli olan sevgili arkadaşlarım Dt. Gökçe KORKMAZ SAĞLAM'a, Dt. Begüm YENER'e ve Dt. Mehmet Kemal ACAR'a,

Her zaman yanımda olan, sevgisi ve desteğiyle bana güç veren, hayatımda olduğu için kendimi çok şanslı hissettiğim canım Ege Ekincioğlu'na,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim ve bilime verdiği önemle bizlere daima yol gösteren, çağdaş düşünceye ve ilerlemeye ışık tutan Cumhuriyetimizin kurucusu Gazi Mustafa Kemal Atatürk'e en içten şükranlarımı sunarım.

Bu tez çalışması GÜ Bilimsel Araştırma Projeleri TDH-2024-9846 kodu ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Nikel-Titanyum Alaşımlar	6
2.1.1. Ni-Ti alaşımların metalürjik ve yapısal özellikleri	6
2.1.2. Ni-Ti eğelerin nesilleri	9
2.1.3. Ni-Ti eğelerin üretim süreçleri	13
2.2. Döner Eğelerin Çalışma Şekilleri	18
2.2.1. Rotasyonel hareket.....	18
2.2.2. Resiprokal hareket	18
2.2.3. Kombine hareket (merkezi rotasyon + resiprokasyon).....	19
2.2.4. Eksentrik rotasyonel hareket.....	19
2.2.5. Transaksiyal hareket	19
2.3. Çalışmamızda Kullanılan Eğe Sistemleri	20
2.3.1. ProTaper Ultimate eğe sistemi.....	20
2.3.2. ProTaper Gold eğe sistemi.....	22
2.3.3. WaveOne Gold eğe sistemi.....	24
2.4. Endodontik Tedavide Başarısızlık	25

	Sayfa
2.5. Kök Kanallarının Preparasyonu Sırasında Oluşan Prosedürel Hatalar.....	26
2.5.1. Basamak oluşumu	27
2.5.2. Perforasyonlar	27
2.5.3. Eliptikasyon (zipping) oluşumu	27
2.5.4. Dirsek oluşumu	28
2.5.5. Transportasyon.....	28
2.6. Prosedürel Hataların ve Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	28
2.7. Apikal Debris Ekstrüzyonu.....	30
2.8. Debris Ekstrüzyonunu Kantitatif Olarak Değerlendirme Yöntemleri	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Örneklerin Seçimi	33
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	33
3.3. Şekillendirme Öncesi Örneklerin KIBT Görüntülerinin Alınması.....	34
3.4. Çalışma Boylarının Belirlenmesi.....	35
3.5. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması	35
3.6. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	36
3.6.1. PTU grubu.....	37
3.6.2. PTG grubu.....	38
3.6.3. WOG grubu.....	39
3.7. Debris Ekstrüzyonunun Değerlendirilmesi.....	40
3.8. Şekillendirme Sonrası Örneklerin KIBT Görüntülerinin Alınması.....	40
3.9. Kök Kanalının Alan Farkının Değerlendirilmesi.....	41
3.10. Transportasyon ve Merkezde Kalmanın Değerlendirilmesi	41
3.11. İstatistiksel Yöntem	42
4. BULGULAR.....	45
4.1. Debris Ekstrüzyonunun Değerlendirilmesi.....	45

	Sayfa
4.2. Alan Farklarının Karşılaştırılması	45
4.3. Meziyodistal Yönde Transportasyonun Değerlendirilmesi	46
4.4. Bukkolingual Yönde Transportasyonun Değerlendirilmesi	48
4.5. Meziyodistal Yönde Merkezde Kalma Oranı	51
4.6. Bukkolingual Yönde Merkezde Kalma Oranı	53
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	89

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Ni-Ti alaşımları ve özellikleri	10
Çizelge 4.1. Ekstrüze olan debris miktarının karşılaştırılması	45
Çizelge 4.2. Gruplar arası alan farklarının bölgelere göre karşılaştırılması	45
Çizelge 4.3. Grup içi alan farklarının bölgelere göre karşılaştırılması.....	46
Çizelge 4.4. Gruplar arası meziodistal yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması	47
Çizelge 4.5. Grup içi meziodistal yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması .	47
Çizelge 4.6. Gruplar arası bukkolingual yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması	48
Çizelge 4.7. Grup içi bukkolingual yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması	49
Çizelge 4.8. Gruplar arası transportasyon mutlak değerlerinin karşılaştırılması	50
Çizelge 4.9. Meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon arasındaki korelasyonun incelenmesi	50
Çizelge 4.10. Gruplar arası meziodistal yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması	51
Çizelge 4.11. Grup içi meziodistal yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması	52
Çizelge 4.12. Gruplar arası bukkolingual yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması	53
Çizelge 4.13. Grup içi bukkolingual yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması	53
Çizelge 4.14. Meziodistal yönde merkezde kalma ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki korelasyonun incelenmesi	54

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Sıcaklık etkisiyle gerçekleşen östenit-martensit faz dönüşümü	8
Şekil 2.2. Martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisi	9
Şekil 2.3. Ni-Ti alaşımların zaman içindeki gelişimi	13



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Üç boyutlu simüle rezin dişler	34
Resim 3.2. KIBT görüntüleme için hazırlanan model.....	34
Resim 3.3. Eppendorf tüplerinin ağırlık ölçümü için kullanılan hassas terazi.....	35
Resim 3.4. Debris toplanması için hazırlanan deney düzeneği.....	36
Resim 3.5. EndoArt Wsm endodontik motor	37
Resim 3.6. ProTaper Ultimate eğe sistemi	37
Resim 3.7. ProTaper Gold eğe sistemi	38
Resim 3.8. WaveOne Gold eğe sistemi	39
Resim 3.9. Eppendorf tüplerinde biriken debrisler	40
Resim 3.10. Şekillendirme öncesi (A) ve şekillendirme sonrası (B) görüntülerde ölçümlerin yapılması.....	42

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°	Derece
AAE	Amerikan Endodontistler Derneği
ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
CM	Kontrollü Hafıza
EDM	Elektriksel Deşarj İşleme
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Mf	Martensit Dönüşüm Bitiş Sıcaklığı
mikro-BT	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi
Ms	Martensit Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
N·cm	Newton Santimetre
NaOCl	Sodyum Hipoklorit Ni-Ti Nikel Titanyum
Öf	Östenit Dönüşüm Bitiş Sıcaklığı
Ös	Östenit Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
PTG	ProTaper Gold
PTU	ProTaper Ultimate
rpm	Dakikadaki Devir Sayısı (Rotation Per Meter)
RTTR	Ters Dönüşüm Sıcaklık Aralığı
SAF	Self-Adjusting File
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopi
TTR	Dönüşüm Sıcaklık Aralığı
WOG	WaveOne Gold

1. GİRİŞ

Başarılı bir endodontik tedavi birçok faktöre bağlı olmakla birlikte, tedavi sürecindeki en kritik aşamalardan biri kök kanalının şekillendirilmesidir. Kök kanalının şekillendirilmesi, bu aşamadan sonra uygulanacak işlemlerin başarısını doğrudan etkileyen temel bir adımdır. Bu işlem; enfekte dokuların mekanik olarak uzaklaştırılmasını (debridman), kanal içi ilaçların etkili bir şekilde uygulanabilmesi için uygun alanın oluşturulmasını ve obtürasyonun sağlanabilmesi amacıyla kanal geometrisinin ideal biçimde düzenlenmesini kapsamaktadır [1].

Hülsmann'a [2] göre kök kanal şekillendirmesinin amaçları aşağıdaki şekilde sıralanmaktadır:

- Vital dokuların tamamen uzaklaştırılması
- Nekrotik dokuların ve enfekte kök kanal dentin dokusunun tamamen uzaklaştırılması
- Tekrarlayan kök kanal tedavisi yapılması durumunda kök kanal dolgu materyallerinin tamamen uzaklaştırılması
- Mikroorganizma yükünün azaltılması
- Bakteriyel toksinlerin azaltılması
- Kök kanal irrigasyonu aracılığıyla kimyasal dezenfeksiyonun kolaylaştırılması
- Kök kanalının sızdırmaz, tam bir tıkama ile doldurulmasına izin verecek şekilde düzenlenmesi
- Dişin sert dokularının mümkün olduğunca korunması
- Kök kanalının doğal kurvaturünün mümkün olduğunca korunması

Geçmişten günümüze kadar, daha öngörülebilir ve güvenilir endodontik tedavi sağlanmasına yardımcı olmak amacıyla, yeni malzemeler, teknikler ve araçlar üretilmiştir [3]. Walia'nın 1988 yılında manuel olarak kullanılan nikel-titanyum (Ni-Ti) eğeleri klinik uygulamaya kazandırmasının ardından, motorla çalışan çok sayıda Ni-Ti döner ege sistemi geliştirilmiş ve kök kanalının şekillendirmesinde etkin araçlar haline gelmiştir [4]. Bu ege sistemlerinin etkinliğini değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalarda; şekillendirme sonrası kanal formunun orijinal yapısının korunup korunmadığı, apikal transportasyon, basamak, düzleşme ve zip oluşumu gibi parametreler incelenmektedir [5]. Bununla birlikte, kök kanal şekillendirmesi sırasında kullanılan ege sisteminden bağımsız olarak; mikroorganizmalar,

kontamine dentin artıkları, irrigasyon solüsyonları ve artık pulpa dokusu apikal foramenden taşabilir. Bu durum, periapikal inflamasyon ve postoperatif ağrı gibi istenmeyen klinik komplikasyonlara yol açabildiğinden Ni-Ti eğe sistemleri taşan debris miktarları açısından karşılaştırılmıştır [6]. Farklı eğe sistemlerinin taşan debris üzerindeki etkilerinin değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir [7].

Bu çalışmanın amacı; tek köklü ve tek kanallı 3 boyutlu rezin alt premolar dişlerde, üç farklı döner eğe sisteminin şekillendirme etkinliğini ve taşan debris miktarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Ayrıca bu çalışma, literatürde hakkında sınırlı bilgi bulunan ProTaper Ultimate eğe sisteminin, yaygın kullanımdaki diğer eğe sistemleri ile karşılaştırmalı performansını ortaya koymayı hedeflemektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Endodonti, dental pulpa ve periradiküler dokuların morfolojisini, fonksiyonunu ve sağlığını; bu dokularda meydana gelen yaralanmalar ve hastalıkların nedenlerini, bu dokuların korunmasını ve tedavisini konu alan bir bilim dalıdır. Enfeksiyona bağlı olarak gelişen pulpitis ve apikal periodontitis, endodontinin başlıca ilgi alanları arasında yer almakta ve endodontik tedavi gereksiniminin temel nedenlerini oluşturmaktadır [8].

Klinik endodontik uygulamalar, pulpa ve kök kanal sistemlerinin mikrobiyal enfeksiyonlara karşı korunmasını sağlamak ve mevcut enfeksiyonları ortadan kaldırmak amacıyla gerçekleştirilen çeşitli tedavi protokollerini kapsamaktadır [9]. Bu tedavi protokolleri arasında önemli bir aşama olan kök kanal sisteminin preparasyonu, karmaşık anatomiye sahip kök kanal boşluğunun genişletilmesi, şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonunu içerir. Kök kanal preparasyonunun amacı bakteri toksinlerini, mikroorganizmaları ve doku artıklarını mümkün olduğunca kök kanal sisteminden uzaklaştırmak ve kanalın bütünüyle dezenfeksiyonuna, sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına olanak sağlayacak biçimde şekillendirmektir [2]. Bu doğrultuda, Schilder tarafından 1974 yılında kök kanal preparasyonunda temel alınan mekanik ve biyolojik prensipler belirlenmiştir [10].

Mekanik hedefler;

1. Kök kanalı, apikal daralım noktasından kök kanal girişine doğru giderek genişleyen konik forma sahip olmalıdır.
2. Preparasyonun kesit çapı apikalde her noktada daha dar, kök kanal girişine yaklaşıldıkça her noktada daha geniş olmalıdır.
3. Preparasyon kanalın orijinal şeklini takip etmelidir.
4. Apikal foramen hem kemik hem de kök yüzeyi ile olan ilişkisini korumalıdır.
5. Apikal foramen her durumda mümkün olduğunca küçük tutulmalıdır.

Biyolojik hedefler;

1. Kök kanal şekillendirmesi kökün iç kısmı ile sınırlı kalmalıdır.
2. Nekrotik doku artıkları apikal foramenin dışına taşırılmamalıdır. Kanal preparasyonu sırasında mekanik şekillendirme ve dezenfeksiyon protokollerinin bir sonucu olarak

debrisin periapikal bölgeye ekstrüzyonu ve bundan kaynaklanan inflamasyon gelişebilmektedir. Ekstrüze olan toksik madde genellikle nekrotik artıklardan, dentin parçacıklarından, doku parçalarından, mikroorganizmalardan ve irrigasyon solüsyonlarından oluşur [11]. Kontamine olan debrisin periradiküler dokulara apikal ekstrüzyonu postoperatif ağrının başlıca nedenlerinden biridir [12].

3. Kök kanal boşluğundaki tüm nekrotik dokular ve debris uzaklaştırılmalıdır.
4. Kök kanal içi ilaçlar için yeterli alan yaratılmalıdır.

Kök kanallarının preparasyonu sırasında, özellikle eğimli kanallarda iyatrojenik hatalar meydana gelebilir. Bunlardan bazıları, basamak veya zip oluşumu, kök kanal perforasyonları ve kök kanallarında eğe kırılmasıdır [13]. Sonuç olarak, kök kanal morfolojisi olumsuz bir şekilde değişir ve kök kanal preparasyonunun temel ilkesi olan kök kanalının orijinal şeklinin korunmasına aykırı bir durum oluşur [14]. Kanal şekillendirme ve diğer prosedürel hataların sonuçları, başarılı bir tedavi olasılığını doğrudan etkilemese de [15], kök kanal sisteminin bazı alanları dezenfeksiyon için erişilemez hale gelebilmektedir.

Mekanik olarak şekillendirmede bir diğer önemli hedef, kök yapısını zayıflatmamak için mümkün olduğunca servikal ve radiküler dentini korumak ve böylece kök kırıklarını önlemek olarak ifade edilmiştir. Ayrıca, kullanılan eğelerin esnekliği, eğimli kanalların şekillendirilmesindeki başarının belirleyici faktörlerinden biridir. Yeterince esnek olmayan eğeler, kanalın orijinal ekseninden saparak düzleşmesine, transportasyona, kök kanal duvarlarının incelmeye ve perforasyonlara neden olabilmektedir [16].

19. yüzyılın ikinci yarısında, kök kanal preparasyonunda kullanılmak üzere piyano tellerinden eğeler üretilmeye başlanmıştır. Ancak, modern anlamda ilk kök kanal eğeleri olarak kabul edilen K tipi eğeler ve K tipi reamerlar, 1904 yılında Kerr Manufacturing Company (Romulus, Michigan, ABD) tarafından geliştirilmiştir. Bu gelişmeyi takiben, üçüncü bir eğe tipi olan H tipi eğeler, 1940 yılında Dr. Gustav Hedström tarafından tasarlanmıştır [17].

Uzun yıllar boyunca eğeler ve reamerlar, karbon çelik malzemeden üretilmiştir. Ancak bu materyalin aşınmaya karşı dayanıksız olması nedeniyle, Ingle [18] 1961 yılında paslanmaz çelik kullanımını önermiştir. Ingle aynı zamanda, kök kanal eğelerinin daha sistematik ve

güvenilir şekilde kullanılabilmesi için bir standardizasyon geliştirmiş, renk kodlama sistemini tanıtmış ve 0,08 çapındaki eğeler ile 110-140 numaraları arasındaki daha büyük boyutlu eğeleri sisteme dahil etmiştir [17].

Paslanmaz çelik eğelerin yeterli esnekliğe sahip olmaması ve bazı prosedürel hatalara sebep olması nedeniyle kök kanal eğelerinin üretiminde kullanılacak yeni malzemelerin araştırılmasına yol açmıştır [19]. Bu doğrultuda geliştirilen Ni-Ti alaşımları, sahip oldukları yüksek elastikiyet, esneklik ve şekil hafızası gibi metalurjik özellikleri sayesinde, özellikle eğimli ve dar kök kanallarının şekillendirilmesinde önemli bir yenilik olarak endodontik tedavi pratiğine girmiştir. Ni-Ti kök kanal eğelerinin tanıtılması, çalışma süresinde azalmayı sağlamış ve mekanik kök kanal preparasyonu sürecini daha öngörülebilir hale getirmiştir [20].

Kök kanal preparasyonu sırasında kullanılan aletler ile ilgili 6 gruptan oluşan bir sınıflama yapılmıştır [21]:

Grup I. El ile manuel olarak kullanılan eğeler: K ve H-tipi paslanmaz çelik eğeler bu gruba örnek olarak gösterilebilir.

Grup II. Düşük hızlı motorlarla kullanılan aletler: Gates-Glidden frezleri örnek olarak verilebilir, bu frezler kanalların daha çok koronal kısmının genişletilmesinde kullanılır.

Grup III. Özel motorlara takılarak kullanılan Ni-Ti döner eğeler: Piyasada bulunan döner aletlerin çoğu bu grupta yer almaktadır.

Grup IV: Özel motorlar yardımıyla kullanılan ve kök kanalının şekline 3 boyutlu olarak uyum sağlayabilen eğeler: Self-Adjusting File (ReDent-Nova, Ra'anana, İsrail) bu gruba örnek olarak verilebilir.

Grup V: Resiprokal hareket yapan özel motorlar aracılığı ile kullanılan Ni-Ti döner eğeler: WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) eğe sistemi bu gruba örnek olarak verilebilir.

Grup VI: Ultrasonik aletler: Farklı firmaların irrigasyon aktivasyonu ve kök kanal tedavisi sırasında farklı aşamalarda kullanılması amacıyla geliştirdiği ultrasonik uçlar mevcuttur.

2.1. Nikel-Titanyum Alaşımlar

Ni-Ti alaşımı, ilk olarak 1963 yılında ABD uzay programı kapsamında Donanma Mühimmat Laboratuvarında (Naval Ordnance Laboratory-NOL) geliştirilmiştir. Alaşım, yapısına katılan metallerin sembolleri “Ni”, “Ti” ve geliştirildiği merkezin baş harfleri “NOL” (Ni=Nikel, Ti=Titanyum, NOL=Naval Ordnance Laboratory) kullanılarak nitinol olarak isimlendirilmiştir [22,23].

Endodontik tedavilerde kullanılan geleneksel paslanmaz çelik eğeler, plastik deformasyon ve kırılma riski nedeniyle bazı sınırlamalara sahiptir. Bu riskleri azaltmak amacıyla, şekil hafızası ve süperelastisite gibi özelliklere sahip Ni-Ti eğeler geliştirilmiştir [24].

İlk olarak 1975 yılında Civjan tarafından eğelerin üretiminde Ni-Ti alaşımını kullanma fikri ortaya atılmıştır [25]. Walia ve ark. [14], 1988 yılında nitinol alaşımının bükülme ve torsiyonel özelliklerini değerlendirmek ve bu alaşımdan kök kanal eğesi üretiminin uygunluğunu araştırmak amacıyla ilk Ni-Ti el eğesini tanıtmışlardır. Bu gelişmenin ardından, 1990’lı yıllarda döner Ni-Ti eğeler piyasaya sürülmüş ve bu ege sistemlerinin öncülerinden olan McSpadden ve Johnson, 1992 yılında 0,02 konikliğe sahip bir döner ege, 1994 yılında ise sırasıyla 0,04 ve 0,06 konikliğe sahip ProFile Orifice Shaper’ı (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD) geliştirmişlerdir [4].

Günümüze kadar, 200’den fazla döner Ni-Ti ege sistemi tanıtılmıştır. Paslanmaz çelik eğeler için geçerli olan birleşik uluslararası standardizasyonlara rağmen, döner Ni-Ti ege sistemlerinde; ege tasarımı, uç çapı, koniklik ve ege uzunluğu gibi parametreler için herhangi bir evrensel standart oluşturulmamıştır. Ni-Ti kök kanal eğelerinin tanıtılması, çalışma süresinde azalma sağlamış ve mekanik kök kanal preparasyonu sürecini daha öngörülebilir hale getirmiştir [20].

2.1.1. Ni-Ti alaşımların metalürjik ve yapısal özellikleri

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımları, ağırlıkça yaklaşık %56 Ni ve %44 Ti içerir. Bu oran, ana elementlerin birbirine eşit atomik oranlarda (eş atomlu) birleşmesiyle oluşur. Diğer birçok metal alaşımında olduğu gibi, Ni-Ti de çeşitli kristalografik fazlarda var olabilir. Bu tür alaşımlar genellikle “55-Nitinol” olarak adlandırılır. Ni-Ti alaşımları, atomik bağ yapılarını değiştirme yeteneğine sahiptir; bu durum hem kristal yapılarında hem de

mekanik özelliklerinde belirgin ve özgün değişikliklere neden olur. Bu değişimler, özellikle sıcaklık ve mekanik stres gibi dış etkenlerin bir fonksiyonu olarak ortaya çıkar.

Ni-Ti alaşımı üç farklı katı faz gösterebilir: östenit, martensit ve R fazı (ara faz). Östenit, yüksek sıcaklık fazıdır ve stabil merkezli kübik örgü yapısına sahiptir. Bu faz, düşük plastik deformasyon ile birlikte süper elastik mekanik özellikler gösterir. Martensit, altıgen sıkı paketlenmiş bir yapıya sahiptir ve daha düşük sıcaklıklarda kararlıdır. Bu faz, yüksek plastisiteye ve esnekliğe sahiptir ve kolayca deforme edilebilir [26]. R fazı, östenit ve martensit arasında hibrit bir geçiş fazıdır. Çok dar bir sıcaklık aralığında oluşur, psödomartensit olarak da adlandırılır. R fazı, östenitten daha düşük bir Young modülüne sahiptir ve alaşımın esnekliğini artırır [4].

Östenitten martensite faz dönüşümü, sıcaklık, mekanik stres veya her ikisinin birlikte etkisiyle gerçekleşebilir. Geleneksel Ni-Ti alaşımı için östenitten martensite dönüşüm sıcaklığı genellikle 16-31°C aralığındadır. Bu da Ni-Ti alaşımının oda ve vücut sıcaklıklarında genellikle östenit fazında bulunduğunu gösterir [4].

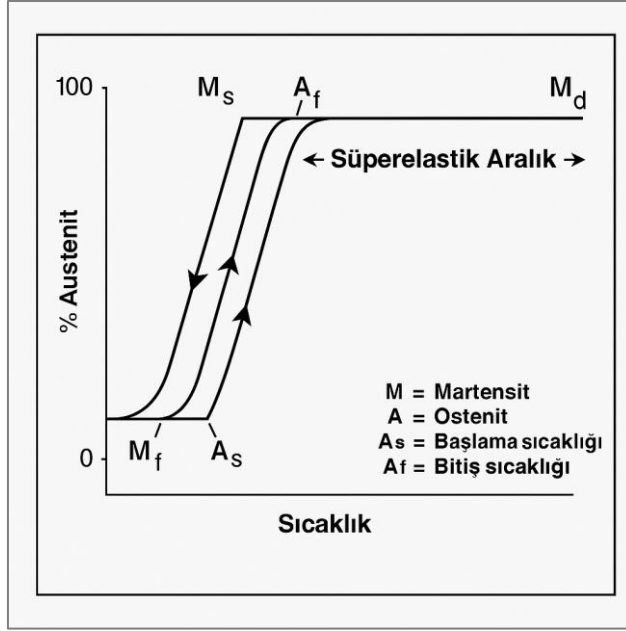
Bu faz dönüşümleri sonucunda iki temel özellik ortaya çıkar [27]:

1. Süperelastisite
2. Şekil hafızası etkisi

Her iki özellik de şekil hafızalı alaşımlar olarak bilinen bu malzemelerin temelinde yer alan martensitik dönüşümle ilişkilidir [28].

Gerilim uygulanmadığı durumlarda, Ni-Ti alaşımında faz dönüşümleri belirli sıcaklık değerleriyle tanımlanır. Soğutma sırasında, östenit fazının martensit fazına dönüşümünü başlatan sıcaklık M_s , bu dönüşümün tamamlandığı sıcaklık ise M_f olarak adlandırılır. Benzer şekilde, ısıtma sırasında martensit fazının östenit fazına geri dönüşü östenit dönüşüm başlangıç (Ös) ve Östenit dönüşüm bitiş (Öf) sıcaklıklarında gerçekleşir (Şekil 2.1.). Süperelastisite, termal olarak stabil östenit fazında, belli bir kritik gerilim seviyesinin aşılmasıyla mekanik olarak indüklenen martensit oluşumu sonucu ortaya çıkar. Öf sıcaklığının üzerindeki termal olarak stabil östenit fazı, belirli bir kritik gerilimin üzerine çıkıldığında, mekanik stresle indüklenen martensit dönüşümüne uğrar. Bu dönüşüm, kristal

yapı açısından tersine çevrilebilir niteliktedir ve oluşan deformasyon tamamen geri kazanılabilir. Bu özellik sayesinde Ni-Ti alaşımları, dış kuvvetlere maruz kaldığında yapısal bütünlüğünü kaybetmeden %10'a kadar elastik şekil değişimi sergileyebilir [28]. Bu yüksek geri kazanılabilir deformasyon kapasitesi, Ni-Ti alaşımlarına özgü süperelastikiyet fenomeninin temelini oluşturur.

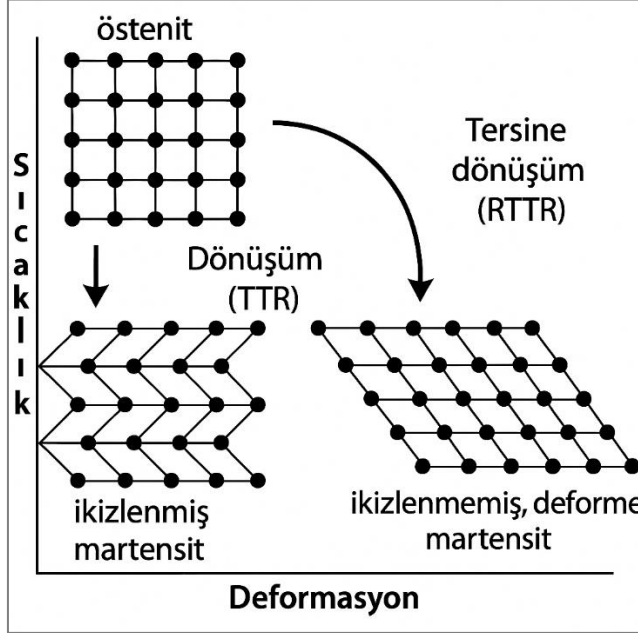


Şekil 2.1. Sıcaklık etkisiyle gerçekleşen östenit-martensit faz dönüşümü [27]

Şekil hafızası etkisi, alaşımın martensitten östenite dönüşüm sıcaklığının üzerine ısıtıldığında orijinal şeklini tamamen geri kazanabilme yeteneğidir. Bu dönüşüm sıcaklığı, alaşımın kimyasal bileşimine göre değişiklik gösterir [20,29].

Ni-Ti alaşımının yüksek sıcaklıklardaki kristal yapısı, stabil merkezli kübik örgüdür (östenit fazı). Ancak dönüşüm sıcaklık aralığında (Transformation Temperature Range – TTR) soğutulduğunda elektron bağlarındaki değişikliklerle birlikte elastisite modülü, akma dayanımı ve elektriksel direnç gibi özelliklerde değişimler gözlemlenir. Bu süreçte, östenit fazdan martensite dönüşüm gerçekleşir ve dönüşüm miktarı, M_s ve M_f sıcaklıklarına bağlıdır. Bu fenomen, alaşımın fiziksel özelliklerinde değişikliğe neden olur [30]. Martensitik dönüşüm, kayma tipi süreçle gerçekleşir ve bu süreçte ikizlenmiş martensit kristalleri oluşur. Dışarıdan bir kuvvet uygulanmadığı sürece bu dönüşüm sırasında makroskobik şekil değişikliği gözlenmez. Ni-Ti alaşımı, TTR'nin üzerine ısıtıldığında, bu dönüşüm tersine çevrilebilir ve alaşım yeniden östenit fazına geçerek orijinal yapısını ve

yönelimini geri kazanır [(Ters dönüşüm sıcaklık aralığı (RTTR)]. Bu olgu, şekil hafızası olarak tanımlanır. Atomlar, önceki konumlarına yönlü ve enerjik bağlar aracılığıyla geri çekilerek, önceki şekline döner (Şekil 2.2.) [27].



Şekil 2.2. Martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisi [27]

Ni-Ti alaşımlarının sunduğu bu özellikler, özellikle paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla, kanal morfolojisine daha uyumlu, esnek ve güvenli şekillendirme olanağı sunar [28]. Bu nedenle endodontik uygulamalarda Ni-Ti alaşımların tercih edilirliliği önemli ölçüde artmıştır.

2.1.2. Ni-Ti eğelerin nesilleri

Ni-Ti alaışımının mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla yıllar içerisinde çeşitli özel işleme yöntemleri geliştirilmiş ve bu yöntemler, Ni-Ti eğelerin performansını artırmayı hedeflemiştir (Çizelge 2.1.).

Çizelge 2.1. Ni-Ti alaşımları ve özellikleri [31]

Ni-Ti Alaşımı	Faz Kompozisyonu/ Özellikleri	Örnek Ni-Ti Eğe Sistemleri
Geleneksel Ni-Ti Alaşımı	Östenit faz - Süperelastisite	Mtwo OneShape ProFile ProTaper Universal
Elektropolisaj	Östenit faz - Süperelastisite	RaCe BioRaCe iRace F360 F6 Skytaper
R-Faz	Östenit faz - Süperelastisite	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF
M-Wire	Östenit faz ile az miktarda R-Fazı ve Martensit Faz - Süperelastisite	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM Wire	Martensit + Östenit ve R-Fazı Karışımı - Şekil hafızası	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files V-Taper 2H Hyflex EDM
Gold Isıl İşlem / Blue Isıl İşlem	- Şekil hafızası - Süperelastisite	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
MaxWire	Martensit (20°C), Östenit (35°C): - Şekil hafızası - Süperelastisite	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

Ni-Ti döner eğe sistemleri hem fonksiyon hem tasarım özellikleri açısından günümüze kadar sürekli değişim göstermiştir. Haapasalo ve Shen [32] tarafından, 2013 yılında özelliklerine göre 5 jenerasyon altında toplanmıştır.

Birinci jenerasyon

İlk döner Ni-Ti kök kanal eğesi, Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmış 1992'de piyasaya sürülen 0.02 konikliğe sahip Profile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğe sistemidir [32]. Birinci jenerasyon Ni-Ti döner eğelerin en belirgin özelliği, çalışma uzunluğu boyunca sabit 0.04 ve 0.06 konikliğe sahip olmaları ve pasif kesici radyal kenarlara sahip olmalarıdır [33]. Bu düz alan, eğenin dentine kilitlenmesini engellerken, kesme işlemi pasif bir düzleştirme hareketiyle gerçekleşir. Bu kategoriye, LightSpeed (LightSpeed Technologies, San Antonio, Teksas, ABD) ve Quantec (SybronEndo, Orange, CA, ABD) döner eğe sistemleri örnek olarak gösterilebilir [32]. Bu eğe sistemlerinin en belirgin

dezavantajı, kanal preparasyonu için birden fazla eğeye ihtiyaç duyulması nedeniyle kullanımının zor olmasıdır [33].

İkinci jenerasyon

1990'ların sonlarında piyasaya sürülen bu eğelerin birinci jenerasyondan temel farkı, radyal kenarlarının bulunmaması ve aktif kesici kenarlara sahip olmalarıdır. Bu jenerasyonda, kök kanal preparasyonu için daha az sayıda eğe kullanımını hedefleyen bir tasarım anlayışı benimsenmiştir. Ayrıca, kesici kenar ile eğenin uzun eksenindeki açının, birinci nesil eğelere kıyasla daha düşük olması; kullanım sırasında meydana gelebilecek vidalama etkisinin önemli ölçüde azaltılmasına katkı sağlamaktadır [32,34].

Bu jenerasyonun en yaygın örneği, ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner eğe sistemidir. Diğer örnekler arasında K3 (Kerr Dental, Brea, CA, ABD), EndoSequence (Brasseler, Savannah, Georgia, ABD) ve üçgen kesit geometrisine sahip RaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) eğe sistemleri yer almaktadır. Bu jenerasyonda, klinik sorunları çözmeye yönelik çeşitli teknik iyileştirmeler geliştirilmiştir. Örneğin, bazı üreticiler alternatif kesici kenar yapıları (RaCe, FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) ya da değişken kesit geometrileri (MTwo, VDW GmbH, Münih, Almanya) kullanmıştır. Ayrıca, yüzey kusurlarını en aza indirmek amacıyla, aşındırma işleminden sonra elektrokimyasal parlatma uygulanmaya başlanmıştır. Bu yöntemle üretilen eğelere RaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) ve EndoSequence (Brasseler, Savannah, Georgia, ABD) eğe sistemleri örnek olarak gösterilebilir [34].

Üçüncü jenerasyon

Ni-Ti metalürjisindeki gelişmeler, üçüncü jenerasyonu tanımlayan temel unsur olmuş; ısıtma işlem süreçleriyle eğelerin yorulma direnci artırılmıştır [35].

Önceki nesil eğeler hem oda sıcaklığında hem de vücut sıcaklığında östenit fazda iken uygulanan farklı ısıtma işlemleri, konformasyonel değişiklikleri karakterize eden kesin sıcaklıkları değiştirmiştir. 2007 yılından itibaren üreticiler, Ni-Ti alaşımlarının yapısal ve mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla özgün termomekanik işlemler geliştirmektedir [34].

HyFlex CM (HyFlex Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio, ABD), K3XF (SybronEndo, Orange, CA, ABD), ProFile GT Series X (GTX; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) ve Twisted Files (Kerr Sybron Endo, Orange, CA, ABD) gibi termomekanik olarak işlenmiş Ni-Ti eğeler bu jenerasyona örnek verilebilir [32].

Dördüncü jenerasyon

Dördüncü jenerasyon Ni-Ti eğelerde, hareketin saat yönünde sürekli dönüş şeklinde olması yerine resiprokal, kombine ve eksensel hareket gibi farklı kinematikler tanıtılmıştır.

Bu jenerasyon ortaya çıkana kadar, Ni-Ti eğe sistemleri, saat yönünde sürekli bir dönüş hareketinde (360°) kullanılmaktadır. Ancak Yared [36], bir vaka serisinde, ProTaper F2 (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) eğesinin klasik rotasyon yerine ileri-geri (resiprokal) hareketle kullanılmasının; işlem süresi, maliyet, eğe kırılması ve çapraz kontaminasyon açısından bazı avantajlar sağlayabileceğini göstermiştir. Her ne kadar bu eğe özel olarak resiprokal hareket için tasarlanmamış olsa da bu yaklaşım Reciproc (VDW GmbH, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) gibi bu hareketi temel alan özel eğe sistemlerinin geliştirilmesine öncülük etmiştir. Bu sistemler hem saat yönünde hem de saat yönünün tersine hareket için optimize edilmiş açılarla geliştirilmiş hem de tek eğe ile kök kanal şekillendirme konsepti ile desteklenmiştir [36].

Bu jenerasyona ait bir diğer dikkat çekici örnek ise SAF (Self-Adjusting File) olup, ReDent-Nova (Ra'anana, İsrail) tarafından geliştirilen bu eğe merkezi metal çekirdeği olmayan, içi boş ve sıkıştırılabilir yapıdadır. Resiprokal hareketle çalışan bu eğe, tasarımı sayesinde eşzamanlı olarak kök kanalında irrigasyon yapılmasına da olanak sağlamaktadır [37].

Beşinci jenerasyon

Bu jenerasyona dâhil olan Ni-Ti eğelerin karakteristik özelliği, 'eksantrik hareket' olarak tanımlanan, rotasyon merkezi dışında gerçekleşen bir dönme hareketiyle şekillendirme yapmalarıdır. Bu yaklaşım, eğenin kanal duvarlarıyla temasını ve kesme noktalarının sayısını azaltarak, bazı kesici kenarların dentinle temas etmemesini sağlar. Böylece, dentinle etkileşimin ve eğenin kanala kilitlenme riskinin azalması hedeflenirken, kanal duvarıyla

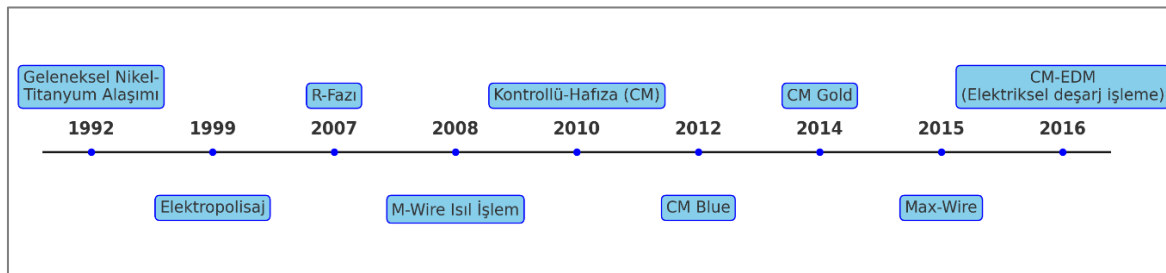
doğrudan temas etmeyen bir alan oluşturarak debrisin daha etkin şekilde uzaklaştırılması amaçlanmıştır [34].

Bu teknoloji ile çalışan ege sistemlerine Revo-S ve One Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) örnek olarak verilebilir [32].

Arias ve Peters [34], 2022 yılında Ni-Ti eğelerin fiziksel ve kullanım özelliklerinde kaydedilen önemli ilerlemeleri göz önünde bulundurarak, iki yeni jenerasyonun tanımlanmasının gerekli olduğunu vurgulamışlardır. Altıncı jenerasyon, glide path oluşturma ve retreatment gibi özel endikasyonlar için geliştirilen motorlu Ni-Ti ege sistemlerini kapsamaktadır. Yedinci jenerasyon ise, twisting, shape-setting ve EDM (electric discharge machining) gibi yenilikçi üretim tekniklerinin ege sistemlerinin üretiminde kullanılmasıyla tanımlanmıştır [34].

2.1.3. Ni-Ti eğelerin üretim süreçleri

Üretim süreçleri ve yüzey işlemlerindeki iyileştirmeler, Ni-Ti eğelerin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bükümlü fabrikasyon, elektroparlatma (elektropolishing) ve elektrik deşarjlı işleme (EDM) gibi yüzey teknikleri, şekillendirme sırasındaki olumsuzlukları belirli bir dereceye kadar iyileştirmiş, böylece çalışma güvenliğini artırmış ve torsiyonel kırılma riskini azaltmıştır [4] (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Ni-Ti alaşımların zaman içindeki gelişimi [20]

1. Bükümlü Fabrikasyon

Paslanmaz çelik eğeler için kullanılan bu yöntem, Ni-Ti alaşımlarında kullanıldığında eğeler kolayca üretilmemekte ve bükme işlemi sırasında kırılabilmektedir [4,38]. Isıl işlem

uygulanmasıyla, Ni-Ti alaşımı R fazına dönüştürülür ve bükme yöntemiyle üretilir. Twisted File (Kerr Sybron Endo, Orange, Kaliforniya, ABD) eğe sistemi buna örnek verilebilir. Bükme yöntemi, eğe üzerinde tornalama işleminde oluşabilecek yapısal kusurları önler, metalin kristal örgüsünün zarar görmesini engeller ve eğenin yorgunluk direncini artırır. Ancak, kök kanal şekillendirmesi sırasında bu yöntem ile üretilen eğelerin güçlü bir vidalama etkisi oluşturması olumsuz bir özellik olarak değerlendirilmektedir [4].

2. Elektropolisaj

Ni-Ti endodontik eğelerin imalatı sırasında, önceki işlemler sonucu oluşan yüzey düzensizliklerinin, çatlaklar ve rezidüel streslerin giderilmesi amacıyla elektropolisaj yöntemi kullanılmaktadır [31]. Bu yöntem ilk olarak 1999 yılında FKG firması tarafından Ni-Ti eğelerin üretiminde kullanılmıştır. Ni-Ti eğeler, eğelerin yüzeyinde düzgün bir oksit tabakası oluşturmak için bir oksidasyon-redüksiyon reaksiyonu oluşturmak üzere bir elektrolit banyosuna daldırılır. Bu işlem ile üretim hatalarının azaltılabildiği ve daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebildiği öne sürülmüştür. Böylelikle, eğenin döngüsel yorgunluğu, kesme verimliliği ve korozyon direnci, süperelastisite özelliğinin etkilenmeden artırılabilceği belirtilmiştir [4].

3. Elektriksel Deşarj İşleme (EDM)

EDM, mühendislikte yaygın olarak kullanılan temassız bir termal erozyon işlemidir. Bu işlem, metal yüzeyini eritmek ve dielektrik bir sıvının varlığında metalin küçük kısımlarını buharlaştırmak için kontrollü bir deşarj işlemi kullanır ve aşınmış, pürüzlü bir metal yüzey oluşturur. Bu işlem kullanılarak üretilen Ni-Ti eğeler daha pürüzlü ve daha sert bir yüzeye sahiptir ve böylece kesme verimliliği artar [32,39].

Bu teknoloji kullanılarak üretilen ilk eğe sistemi olan HyFlex EDM (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, St. Gallen, İsviçre) 2016 yılında piyasaya sürülmüştür. HyFlex EDM, HyFlex CM (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, St. Gallen, İsviçre) eğeleri gibi kontrollü hafıza (CM) işlemiyle üretilir. EDM, bu eğelerin kesme etkinliğini artırabilecek pürüzlü ve sert bir yüzey oluşturur [40].

4. M-Wire

Metalürji teknolojisinin sürekli gelişmesiyle birlikte, tasarımcılar ve üreticiler metalin fiziksel özelliklerini iyileştirmiş, alaşımın kimyasal bileşimini ve kristal faz yapısını değiştirerek yorgunluk direncini artırmışlardır. En yaygın kullanılan metal işleme yöntemlerinden biri olan ısıtılma işlemi, bir malzemenin belirli özelliklerini elde etmek amacıyla, belirli koşullar altında birçok kez ısıtılıp soğutulması olarak ifade edilebilir [4].

M-Wire termal işlemi, Ni-Ti alaşımının oda sıcaklığında martensitik fazda kalmasını sağlayarak esnekliğini ve dayanıklılığını artırmak amacıyla, 2007 yılında Tulsa Dental Specialties (Tulsa, Oklahoma, ABD) tarafından geliştirilmiştir [41].

Bu özel ısıtılma işlemi sonucunda, alaşımın süperelastik yapısı korunurken; deforme olmuş martensit, mikroikizlenmiş martensit, R fazı ve östenit fazı dahil olmak üzere üç farklı kristal fazı içerebildiği gösterilmiştir [41,42].

Geleneksel Ni-Ti alaşımıyla karşılaştırıldığında, M-wire eğelerin, daha iyi merkezde kalma kabiliyetine sahip olduğu, kavisli kök kanallarının orijinal şeklini daha iyi koruyabildiği ve kök kanalında meydana gelebilecek sapmaları azaltabildiği bildirilmiştir [4].

Üretim öncesi uygulanan bu ısıtılma işlemi dayalı M-Wire teknolojisiyle geliştirilen eğe sistemlerine örnek olarak ProFile GT Series X, ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma, ABD), ProTaper Next, ProTaper Ultimate Slider, PathFiles, WaveOne (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW GmbH, Münih, Almanya) verilebilir.

5. R fazı

2008 yılında, R-fazı olarak adlandırılan bir alaşım geliştirilmiş ve Twisted File (Kerr Sybron Endo, Orange, Kaliforniya, ABD) eğelerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu eğeler, paslanmaz çelik enstrümanların üretiminde kullanılanlara benzer şekilde bükme (twisting) işlemiyle üretilmektedir [26].

R-fazı, östenit ve martensit formlar arasındaki çok dar bir sıcaklık aralığında meydana gelir [27]. Geleneksel Ni-Ti eğeler ile karşılaştırıldığında, bu eğelerin döngüsel yorulmaya karşı daha fazla dirence ve daha fazla esnekliğe sahip olduğu belirtilmiştir [43].

6. CM-Wire

2010 yılında tanıtılan CM-Wire (Controlled Memory-CM), üretim sonrası uygulanan özel ısıtıl işlemlerin bir diğer örneğidir [44]. Ni-Ti alaşımının özel termomekanik işleme tabi tutulması nedeniyle, CM-Wire geleneksel Ni-Ti alaşımına kıyasla daha düşük nikel oranına (%52) sahiptir [45].

CM-Wire, kontrollü hafıza özelliğine sahip olup; yüksek kırılma direnci, artırılmış esneklik ve döngüsel yorgunluğa karşı direnç gibi avantajlar sunan bir metal alaşımıdır. Bu işlem ile üretilen kök kanal eğeleri kök kanalının eğrilğine uygun şekilde önceden bükülebilir [46]. Kullanım sırasında deformasyona uğrayan eğeler, belirli bir sıcaklığa maruz bırakıldığında orijinal şekillerine geri dönebilmektedir; bu özelliğe “kontrollü şekil hafızası etkisi” adı verilmektedir [4].

Bu teknoloji ile üretilen ege sistemlerine HyFlex CM (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, St. Gallen, İsviçre), TYPHOON (DS Dental, Johnson City, Tennessee, ABD) ve M3 (United Dental, Şanghay, Çin) örnek verilebilir.

7. Gold ve Blue Wire

CM-Wire alaşımının, titanyum oksit tabakası oluşturmak amacıyla tekrarlanan ısıtma ve soğutma işlemlerine tabi tutulmasıyla geliştirilmiş ve ilk kez 2011 yılında Dentsply firması (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) tarafından ProFile Vortex Blue ismiyle tanıtılmıştır [4,47].

Bu Ni-Ti eğelerin, önceki eğelerden temel farkı, alaşımın önce taşılama işlemine tabi tutulması ve ardından özel bir termomekanik işleme sürecinden geçirilmesidir [48]. Uygulanan bu özel ısıtıl işlem, alaşımın mikro yapısında çeşitli fazların oluşumunu sağlarken, aynı zamanda yüzeyde karakteristik bir titanyum oksit tabakası meydana getirir [49]. Bu titanyum oksit tabakası, CM-Wire alaşımının işlenmesi sırasında kaybedilen sertliği telafi eder ve hem kesme etkinliğini hem de aşınma direncini artırır [50].

Bu yöntemle üretilen ege sistemleri arasında Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), Reciproc Blue (VDW GmbH, Münih, Almanya) ve ProTaper Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ege sistemleri yer almaktadır.

8. Max Wire

FKG firması (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), Max-Wire (Martensit-Austenit-elektropolish-fileX) adlı bir başka termomekanik olarak işlenmiş Ni-Ti alaşımını tanıtmıştır. Bu, klinik uygulamada hem şekil hafızası etkisini hem de süperelastisiteyi birleştiren ilk Ni-Ti eğerdir. Bu eğeler oda sıcaklığında martensit fazda nispeten düz olsalar da kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında östenit faz dönüşümü nedeniyle kavisli bir şekle dönüşürler. Böylelikle, bu eğeler kök kanalına yerleştirildiğinde (martensit fazından östenit fazına) şekil hafızası etkisi gösterir ve kök kanal preparasyonu sırasında süperelastisiteye sahip olurlar [31].

9. T-Wire

MicroMega firması (Besançon, Fransa) tarafından tanıtılan OneFlare eğesinin üretiminde T-Wire ısıtıl işlemi kullanılmıştır; taşlama işleminden sonra T-Wire ısıtıl işlemine maruz bırakılarak, Ni-Ti alaşımının geleneksel mikro yapısı değiştirilir ve eğenin daha yüksek yorulma direncine ve artan esnekliğe sahip olması sağlanır. Üreticiye göre, T-Wire ısıtıl işlemi ile, geleneksel östenit Ni-Ti alaşımı kullanılarak üretilen eğelere kıyasla daha iyi esnekliğe ve döngüsel yorulma direncine sahip eğeler üretilmektedir [51].

10. C-Wire

One Curve eğe sistemi, MicroMega firması (Besançon, Fransa) tarafından C-Wire ısıtıl işlemi ile üretilmiş ve piyasaya sürülmüştür. Üreticiye göre, ilk elektro-parlatma ve ardından gelen ısıtıl işlem olarak 2 ana adımdan oluşan, yeni bir tescilli ısıtıl işlem alaşımı olan C-Wire tarafından sağlanan geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip bir eğe sistemidir [52].

11. Fire-Wire

EdgeEndo firması (Albuquerque, New Mexico, ABD), Fire-Wire teknolojisiyle üretilmiş EdgeFile eğelerini piyasaya sürmüştür. Oda sıcaklığında, karışık östenit ve R-fazı içeren bu eğelerin, muhtemelen daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olması nedeniyle, daha büyük dönme açlarına sahip M-wire alaşımı kullanılarak üretilen eğelerle karşılaştırılabilir tork direncine sahip olduğu belirtilmiştir [53].

2.2. Döner Eğelerin Çalışma Şekilleri

2.2.1. Rotasyonel hareket

Ni-Ti eğelerin kullanıma girmesiyle mekanik kök kanal şekillendirme daha öngörülebilir bir hale gelmiş, işlem süresi kısalmış ve hekim üzerindeki stres azalmıştır; 1980'lerin sonunda tanıtılan merkezi rotasyon hareketi ise hala birçok eğe sisteminde kullanılmaktadır [20]. Ancak bu eğe sistemlerinde, sürekli dönme hareketinin eğelerde stres birikimine yol açarak eğenin kırılma riskini artırabileceği bildirilmiştir. Bu durumu en aza indirmek amacıyla, son yıllarda resiprokal hareket gibi alternatifler geliştirilmiştir [20].

2.2.2. Resiprokal hareket

Yared [36] 2008 yılında, dengelenmiş kuvvet tekniğini [54] baz alarak, kök kanalında eğenin saat yönünde ve saat yönünün tersine farklı açılarda dönüşü ile kök kanal preparasyonunun tamamlanması fikrini ortaya atmıştır.

Bu yaklaşıma dayalı olarak, tek eğe ile kanal şekillendirme konseptiyle Reciproc (VDW GmbH, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) gibi eğe sistemleri geliştirilmiştir. Bu eğe sistemleri, dentini kesmek için öncelikle saat yönünün tersine ve temizleme amacıyla saat yönünde dönerek çalışmakta; böylece sürekli rotasyon ile çalışan eğe sistemlerinde karşılaşılan vidalama etkisini önlemektedir.

Dönme açıları, eğenin dentine bağlandığı durumda kırılma riskini en aza indirecek şekilde hesaplanmıştır ve bu sayede daha güvenli bir çalışma sağlanmıştır. Mevcut eğe sistemlerinin büyük bir kısmı saat yönünün tersine kesme hareketi yapmaktadır. Ancak, saat yönünde kesme hareketi yapan eğe sistemleri de mevcuttur (Genius- Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, ABD ve ProDesign S- Easy, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brezilya). Bu eğe sistemlerinde dönme açıları genellikle saat yönünde 60° - 90° , saat yönünün tersine ise 120° - 270° arasında değişmektedir [20].

Yared [36]'e göre bu teknik, tek bir eğenin kullanılabilmesiyle maliyetin düşürülmesi, prion kaynaklı çapraz kontaminasyon riskinin ortadan kaldırılması ve tek kullanımlık eğelere bağlı olarak eğe yorgunluğunun azalması gibi önemli avantajlar sunmaktadır.

2.2.3. Kombine hareket (merkezi rotasyon + resiprokasyon)

Bazı eğe sistemleri, merkezi rotasyon ve resiprokasyon hareketlerini birleştirerek her iki hareket türünün avantajlarından faydalanmak üzere tasarlanmıştır. Kök kanal preparasyonu sırasında, önce rotasyonel hareket ile kanalda daha güvenli ilerleme sağlanmakta; ardından, simetrik resiprokal hareket kullanılarak preparasyon tamamlanmaktadır. Bu yaklaşımla dentinin uzaklaştırılmasında daha yüksek verimlilik sağlarken, apikal bölgeye debris ekstrüzyonunun da azaldığı belirtilmiştir [20].

2.2.4. Eksentrik rotasyonel hareket

Bu hareketle çalışan eğe sistemlerinde, eğelerin yapısal özellikleri nedeniyle, eğeler dönme eksenini kanal merkezinden sapacak şekilde eksantrik veya asimetrik hareket etmektedir. Bu hareket kök kanalı içinde dairesel değil, daha geniş bir alanda salınım yaparak eğelerin dentin ile temasını artırmaktadır. ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) ve XP-endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) bu eksantrik hareket prensibiyle çalışan eğelere örnek olarak verilebilir [20].

2.2.5. Transaksiyal hareket

Mevcut eğe sistemlerinden tamamen farklı bir tasarım ve kinematik prensibe sahip olan SAF sistemi, 2010 yılında ReDent-Nova (Ra'anana, İsrail) firması tarafından geliştirilmiştir. SAF, 1,5 veya 2,0 mm çapında ve 120 µm kalınlığında Ni-Ti'den üretilmiş, sıkıştırılabilir yapıya sahip, ince duvarlı, sivri uçlu ve içi boş bir kafes formunda tasarlanmış silindirik bir egedir.

Bu eğe sistemi, özel bir irrigasyon cihazı olan VATEA (ReDent-Nova, Ra'anana, İsrail) ile bir silikon tüp aracılığıyla bağlantılı çalışmakta ve düşük basınç altında dakikada 1 ila 10 mL arasında irrigasyon solüsyonunun sürekli akışını sağlamaktadır. SAF sistemi, dakikada 3000 ila 5000 titreşim frekansı ve 0,4 mm genlik ile dikey yönde titreşim oluştururken, eğe kanal içinde gagalama hareketi gerçekleştirmektedir. Bu hareket sayesinde eğe, kök kanalının çevresi ve boyu boyunca kanal duvarına temas ederek aşındırma yoluyla dentin tabakasının etkin şekilde temizlenmesini sağlar [37].

2.3. Çalışmamızda Kullanılan Eğe Sistemleri

Tez çalışmamızda, farklı kinematik özelliklere ve alaşım yapılarına sahip olan ProTaper Ultimate, Protaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemleri kullanılmıştır.

2.3.1. ProTaper Ultimate eğe sistemi

Yeni ProTaper Ultimate (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) eğe sistemi, ProTaper eğe sistemlerinin en son nesli olan, rotasyonel hareket ile çalışan bir sistemdir. Belirli ısı işlem teknolojileri ile oluşturulan farklı kristalografik düzenlemelerden yararlanarak farklı mekanik davranışlara sahip bir dizi eğeden oluşan ilk eğe sistemlerinden biridir ve esneklik ile dayanıklılık arasında bir denge sağlamayı amaçlamaktadır [55].

Firma bu döner eğe sistemiyle, Deep Shape (apikal bölgede artan koniklik) kavramını tanıtmıştır. Bu tasarımın, irrigasyon etkinliğini ve debris uzaklaştırmasını artırdığı öne sürülmüştür [56].

ProTaper Ultimate belirgin dar açılara sahip, kısmen merkezden uzak ve maksimum 1,0 mm'lik flüt çapına sahip paralelkenar bir kesit sunar, böylece mine sement birleşimi gibi kritik bölgelerde konservatif bir yaklaşım sağlar [57].

Üretimde kullanılan özel bir ‘off-set’ işleme yöntemi sayesinde, eğelerin kütle merkezi ile dönme merkezi birbiriyle hizalı değildir. Bu durum, kesim sırasında eğe üzerindeki gerilim seviyesini azaltmakta ve aynı zamanda dentin artıklarının uzaklaştırılması için daha fazla boşluk sağladığı belirtilmiştir.

Bu eğe sistemini oluşturan 8 adet eğe üç farklı ısı işlem görmüş Ni-Ti alaşımdan üretilmiştir.

ProTaper Ultimate Slider (16.02), üretiminde kesme verimliliğini korurken eğenin esnekliğini sağlayan M-Wire ısı işlemi kullanılmış olan, kök kanalında rehber yol oluşturmak için kullanılan eğedir.

ProTaper Ultimate Shaper (20.04) üretiminde gold ısı işlemi kullanılan, gelişmiş kesme etkinliğine sahip, şekillendirme için kullanılan eğedir.

ProTaper Ultimate Finisher eğeleri, gold ısıtıl işlemi ile üretilmiştir. F1, F2 ve F3 eğeleri, sırasıyla D0'dan D3'e %7, %8 ve %9 sabit konikliklere ve D0'da 0,20, 0,25 ve 0,30 mm'ye karşılık gelen çaplara sahiptir. Ayrıca, her bir eğe, esnekliği korumak ve kök kanal sisteminin koronal ve orta üçlü kısmının fazla genişlemesini önlemek için D4'ten D14'e azalan bir konikliğe sahiptir [55].

ProTaper Ultimate Yardımcı Finisherlar, FX (35.12) ve FXL (50.10) olmak üzere iki eğeden oluşur, blue ısıtıl işlem görmüş eğelerdir. Düz ve geniş kanallar için uygulanması önerilmiştir.

ProTaper Ultimate SX (20.03), gold ısıtıl işlem ile üretilen eğedir. Kanal ağzını genişletmek amacıyla kullanılan yardımcı bir eğedir.

Tüm ProTaper Ultimate eğeleri, 400 rpm motor hızı ve 4-5,2 N·cm tork aralığında çalışacak şekilde tasarlanmıştır.

Üretici firmanın talimatlarına göre şekillendirme protokolü [58]:

1. Tanı ve teşhis amacıyla radyografiler alındıktan ve kanal ağzlarına uygun erişimi sağlayacak giriş kavitesi hazırlandıktan sonra, kanalın giriş kısmını önceden genişletmek için SX (20.03) eğesi kullanılabilir.
2. Kök kanalında irrigasyon solüsyonu varlığında, Slider eğesi (16.02) ile kanalda pasif şekilde ilerlenir. Çalışma boyu, apeks bulucu ve/veya radyografiler yardımıyla belirlenir.
3. Slider eğesi kök kanalında kolayca ilerlemiyorsa, küçük boyutlu bir paslanmaz çelik el eğesi kullanılarak kanal açıklığı sağlanır ve rehber yol oluşturulur. Bu işlemten sonra 2. adım tekrarlanır.
4. Kök kanalının koronal üçte ikisine ulaşılan kadar bol miktarda irrigasyon yapılmalıdır. Kanal içinde 2-3 mm'lik ileri-geri hareketlerle sürekli irrigasyon yapılır. Her eğe geçişinden sonra 1-2 ml irrigasyon solüsyonu uygulanması önerilir.
5. Sodyum hipoklorit (NaOCl) varlığında, Shaper eğesi (20.04) ile rehber yol boyunca bir veya daha fazla geçişle ilerlenerek çalışma boyuna ulaşılır.
6. Shaper eğesinin kullanımından sonra 4. adımda belirtilen irrigasyon prosedürü tekrarlanır.

7. Özellikle kavisli kök kanalları için, rehber yolun doğruluğu ve açıklığı kontrol edilmelidir.
8. Finisher F1 eğesi (20.07), kanal içinde bir veya daha fazla geçişle, pasif şekilde çalışma boyuna kadar ilerletilir.
9. Finisher F1 eğesi kanal içinde serbestçe hareket ediyorsa ve apikal kısımda dentin debris gözlenmiyorsa, aynı şekilde Finisher F2 (25.08) eğesi kullanılır.
10. Finisher F2 eğesi için yukarıdaki koşullar sağlandığında, sonrasında Finisher F3 (30.09) eğesi de aynı şekilde kullanılabilir.
11. Her eğe kullanımı sonrası, eğenin kesici yüzeyleri temizlenmeli ve 4. adımda belirtilen şekilde irrigasyon yapılmalıdır.
12. Her eğe kullanımı sonrası deformasyon olup olmadığı kontrol edilmelidir. Deformasyon fark edilirse, yeni bir eğe ile devam edilmesi önerilir.
13. Herhangi bir Finisher eğesinin apikal kısmı dentin debris ile yüklendiğinde ve karşılık gelen güta-perka konları çalışma boyuna uygun hale geldiğinde, preparasyon tamamlanmış kabul edilir.

Yardımcı Finisher eğeler, üst çene orta kesici dişlerde, bazı azı dişlerinin palatinal veya distal kanallarında ve patolojik ya da iyatrojenik defekt içeren, geniş ve anatomik olarak daha düz kök kanallarında kullanılmalıdır.

1. Yukarıdaki 1-10 arası adımlar tekrarlanır.
2. Çalışma uzunluğu sağlandığında ve açıklık doğrulandığında Finisher FX (35.12) ile kök kanalı bir veya daha fazla geçişte pasif olarak çalışma boyuna kadar ilerletilir. Eğe debris ile yüklendiğinde, preparasyon tamamlanır.
3. Finisher FX kök kanalı içinde rahat hareket ediyorsa ve apikal kanalları dentin debris ile dolu değilse, Finisher FXL (50.10), Finisher FX için açıklanan şekilde kullanılır.
4. Herhangi bir yardımcı finisher eğesinin apikal kısmı debris ile yüklendiğinde preparasyon tamamlanmış olur.

2.3.2. ProTaper Gold eğe sistemi

ProTaper Gold, dışbükey üçgen kesite sahip, kademeli olarak konikleşen ve rotasyonel hareketle çalışan bir döner eğe sistemidir. Üretici firmanın açıklamalarına göre, ProTaper Gold eğeleri, ProTaper Universal eğe sistemiyle aynı geometrik tasarıma sahiptir; ancak

daha yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci sağlamak amacıyla tescilli bir termal işlem uygulanarak üretilmiştir [59].

Literatürde, ProTaper Gold eğelerinin iki aşamalı özgül bir faz dönüşümü sergilediği ve bu eğelerin yüksek Öf sıcaklığına sahip olduğu belirtilmiştir. Buna karşılık, ProTaper Universal eğeleri yalnızca tek aşamalı bir faz dönüşümüne sahiptir [60].

ProTaper Gold, çoklu bir eğe sistemidir ve üç şekillendirme eğesinden (SX, S1 ve S2) ve beş bitirme eğesinden (F1-5) oluşur [61].

ProTaper Gold döner eğeler, 250 rpm ile 350 rpm arasındaki motor hızlarında kullanılabilir.

Üretici firma tarafından önerilen standart motor ayarları aşağıdaki gibidir:

S1 (18.02) ve SX (19.04): 300 rpm, 5.20 N·cm

S2 (20.04) ve F1 (20.07): 300 rpm, 1.50 N·cm

F2 (25.08), F3 (30.09), F4 (40.06), F5 (50.05): 300 rpm, 3.12 N·cm

Üretici firma talimatları göre şekillendirme protokolü [62]:

1. Tanı ve teşhis amacıyla farklı açılardan radyografiler alındıktan sonra, kök kanal ağzlarına uygun erişimi sağlayacak şekilde giriş kavitesi hazırlanır.
2. Her eğe kullanımından sonra bol miktarda irrigasyon yapılmalıdır.
3. ProTaper Gold serisi eğelerin kullanım şekli, kanalın uzunluğu, çapı ya da eğriliğinden bağımsız olarak aynıdır.
4. Viskoz bir şelatör varlığında, kanalın koronal üçte ikilik bölgesi, sırasıyla ISO 010 ve 015 numaralı el eğeleri ile pasif olarak şekillendirilir
5. Tekrarlanabilir bir giriş yolu elde edilene kadar işlem sürdürülür.
6. NaOCl varlığında, S1 eğesi kullanılarak rehber yol pasif şekilde takip edilir.
7. Ardından tekrar ISO 015 el eğesi ve bu eğe ile ulaşılan uzunluğa erişene kadar S1 eğesi, fırçalama hareketleriyle kullanılır.
8. Aynı işlem, S2 ile tekrarlanır; eğe ISO 015 numaralı el eğesinin ulaştığı uzunluğa kadar fırçalama hareketiyle kullanılır.
9. Viskoz bir şelatör ya da NaOCl varlığında ISO 010 ve 015 el eğeleri ile apikal üçte birlik kısımda eğe kanalda rahatça ilerleyene kadar şekillendirme yapılır.

10. Çalışma uzunluğu belirlenir ve apikal bölgede pürüzsüz, tekrarlanabilir bir rehber yol oluşturulur.
11. Ardından S1 ve S2 eğeleri, fırçalama hareketleriyle çalışma uzunluğuna kadar ilerletilir.
12. Çalışma uzunluğu yeniden doğrulanır, özellikle eğimli kanallarda irrigasyon işlemi her adımda dikkatle tekrarlanmalıdır.
13. F1 eğesi, her yerleştirmede bir öncekinden daha fazla ilerletilecek şekilde, fırçalama hareketiyle çalışma uzunluğuna kadar kullanılır. Bu eğe, çalışma boyunda bir saniyeden uzun süre tutulmamalıdır.
14. Sonrasında bir 20 numaralı el eğesi ile ölçüm yapılır. Eğer eğe kanalda sıkışlıyorsa, preparasyon tamamlanmış sayılır ve kanal dolumuna geçilebilir.
15. Eğe kök kanalı içinde rahatça hareket ediyorsa, aynı yöntemle F2 eğesi ile işlem sürdürülür. Gerekli ise F3, F4 ve F5 eğeleri ile devam edilir, her bitirme eğesinden sonra sırasıyla ISO 025, 030, 040 ve 050 numaralı el eğeleriyle ölçüm yapılır.
16. Gerekli görülürse, kanalı koronal olarak daha fazla genişletmek amacıyla SX eğesi fırçalama hareketiyle kullanılabilir. SX ayrıca daha kısa köklere sahip dişlerdeki kanalların şekillendirilmesinde de tercih edilebilir.

2.3.3. WaveOne Gold eğe sistemi

WaveOne Gold, paralelkenar şeklinde kesite sahip, resiprokal hareket prensibine dayalı tek eğeli bir sistemdir. Bu eğe sistemi, ters heliks yapısına, yarı aktif uç tasarımına ve maksimum 1,2 mm flüt çapına sahiptir [57].

WaveOne Gold, önceki nesil WaveOne eğe sistemi gibi resiprokal hareketle çalışır. Ancak bu eğe sistemi, Gold-Wire adı verilen özel ısıtılabilir bir alaşımdan üretilmiştir. Bu alaşım, eğeye daha fazla esneklik ve kırılma direnci kazandırır.

Ters heliks tasarım nedeniyle, WaveOne Gold eğesi saat yönünün tersine 150° saat yönünde ise 30° döner. Bu hareket, üç döngüde bir tam turu (360°) tamamlar. Paralelkenar kesit yapısı sayesinde eğe, dentinle sadece bir veya iki noktadan temas eder, bu da vidalanma etkisini azaltmaya yardımcı olur. WaveOne Gold eğe sisteminde, farklı uzunluklarda Small (sarı-20.07), Primary (kırmızı-25.07), Medium (yeşil-35.06), Large (beyaz-45.05) olmak üzere 4 farklı eğe mevcuttur. Her bir WaveOne Gold eğesi, D1-D3 aralığında sabit bir konikliğe

sahiptir; ancak D4-D16 aralığında kademeli olarak azalan bir konik tasarıma sahiptir. Bu tasarım, dentin dokusunun korunmasına katkı sağlamaktadır [63].

Üretici firmanın talimatlarına göre şekillendirme protokolü [64]:

1. Kök kanal ağızlarına uygun erişim sağlanacak şekilde giriş kavitesi hazırlanır.
2. Viskoz bir şelatör varlığında, kanal açıklığını kontrol etmek ve giriş yolunu doğrulamak amacıyla ISO 010 numaralı el eğesi kullanılır.
3. Kanal en az 0,15 mm genişliğe ulaşana kadar, PathFile, ProGlider veya WaveOne Gold Glider gibi bir glide path eğesi kullanılır.
4. NaOCl varlığında, şekillendirme işlemine Primary eğesi (25.07) ile başlanır.
5. Primary eğe, kök kanalında hafif apikal basınç ile pasif olarak ilerletilir. Kanalın 2-3 mm'lik kısmı şekillendirildikten sonra eğe çıkarılır, bol irrigasyon yapılır, ardından ISO 010 numaralı el eğesiyle rekapitülasyon ve yeniden irrigasyon yapılır.
6. Primary eğe, bir veya daha fazla geçişte, çalışma uzunluğuna kadar kullanılır. Çalışma boyuna ulaşıldığında, foramenin aşırı genişletilmesini önlemek için eğe hemen çıkarılmalıdır. Eğenin apikal kısmı dentin debrisyle doluysa, preparasyon tamamlanmış kabul edilir.
7. Daha dar kanallarda, viskoz şelatör eşliğinde ISO 010 numaralı el eğesi ile pasif olarak kök kanal boyuna kadar ilerlenir. Bu eğe, kanal boyunca serbestçe hareket edene kadar kullanılır.
8. Eğer Primary eğe kanal içerisinde ilerlemiyorsa, öncelikle Small eğe (20.07) bir veya daha fazla geçişle çalışma boyuna kadar kullanılır. Ardından, aynı şekilde Primary eğe tekrar kullanılarak kök kanal preparasyonu tamamlanır.
9. Primary eğe, çalışma boyunda kolay bir şekilde ilerliyor ve eğenin üzerindeki oluklar dentin debris ile dolmuyorsa, şekillendirme işlemine Medium eğe (35.06) ve/veya Large eğe (45.05) ile devam edilmelidir.

2.4. Endodontik Tedavide Başarısızlık

Endodontik tedavi genellikle oldukça öngörülebilir bir uygulamadır ve bildirilen başarı oranları %86 ile %98 arasında değişmektedir [65]. Ancak, literatürde “başarı” kavramının tanımı konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Benzer şekilde, “başarısızlık” da farklı çalışmalarda farklı kriterlere göre tanımlanmıştır. Bazı araştırmacılar, klinik semptomların

yeniden ortaya çıkmasıyla birlikte periapikal radyolüseni varlığını endodontik başarısızlık olarak kabul etmiştir [66].

Endodontik başarısızlığa katkıda bulunabilecek başlıca faktörler şunlardır [67]:

- Kök kanalı içinde veya çevresinde kalıcı bakterilerin varlığı
- Kök kanalının yetersiz doldurulması
- Kanal dolgu malzemelerinin taşkınlığı
- Koronal sızdırmazlığın sağlanamaması
- Tedavi edilmemiş veya gözden kaçan kanallar
- Yetersiz giriş kavitesi tasarımı gibi iyatrojenik hatalar
- Şekillendirme sırasında meydana gelen komplikasyonlar (basamak oluşumu, perforasyonlar, eğe kırılması vb.)

Lin ve ark.'na göre [15], endodontideki prosedürel hatalar tek başına başarısızlığa yol açmayabilir; ancak enfekte kök kanallarından mikroorganizmaları tam olarak elimine edilememesine neden olabileceğinden başarısızlık riskini önemli ölçüde artırmaktadır.

2.5. Kök Kanallarının Preparasyonu Sırasında Oluşan Prosedürel Hatalar

Kök kanal preparasyonu sırasında karşılaşılan prosedür hataları arasında, kök kanallarında kısa veya taşkın çalışılması, basamak oluşumu, apikal transportasyon, perforasyonlar ve eğe kırılması gibi şekillendirme hataları ve kök kanallarının yetersiz veya taşkın doldurulması gibi obturasyon hataları yer almaktadır [68].

Temizleme ve şekillendirme sırasında karşılaşılan yaygın prosedürel hatalar şunlardır [69,70]:

- Basamak oluşumu ve kök kanalının tıkanması
- Perforasyonlar
- Normal kanal anatomisinden sapma
- Eğe kırılması
- Önceki dolum materyalleri nedeniyle kök kanalının tıkanması

2.5.1. Basamak oluşumu

Basamak oluşumu, kök kanalı içerisinde iyatrojenik olarak meydana gelen yapısal bir düzensizliktir ve eğelerin kök kanalının apeksine ulaşmasını engelleyerek yetersiz preparasyon ve obturasyona yol açabilir. Basamak oluşumunun başlıca nedenleri arasında apikal daralıma ulaşımı engelleyen hatalı veya yetersiz giriş kavitesi hazırlığı, kök kanal eğiminin yanlış değerlendirilmesi ve kanal uzunluğunun doğru şekilde tespit edilememesi yer almaktadır [71].

2.5.2. Perforasyonlar

Amerikan Endodontistler Derneği (AAE) tarafından yayımlanan Endodontik Terimler Sözlüğü'ne göre perforasyon, “kök kanal sistemi ile dişin dış yüzeyi arasında meydana gelen mekanik veya patolojik bağlantı” olarak tanımlanmaktadır [72].

Perforasyonlar, anatomik bölgeye göre sınıflandırılabilir:

- Apikal perforasyon: kökün apikal üçte birlik kısmında meydana gelir.
- Furkasyon perforasyonu: dişin köklerin birleşme bölgesinde oluşur.
- Strip perforasyon: kanal preparasyonu sırasında özellikle kavisli köklerde ya da yüzey invajinasyonlarının bulunduğu bölgelerde, kök kanal duvarının lateral kısmında aşırı preparasyon nedeniyle meydana gelen perforasyondur.

Perforasyon bölgesinde kök kanalından, periodontal dokulardan ya da her ikisinden kaynaklanan bakteriyel enfeksiyonlar, iyileşme sürecini olumsuz etkiler. Bu durum, destek dokuların açığa çıkmasıyla birlikte inflamatuvar yanıtların gelişmesine ve sonucunda ağrı, apse, fistül oluşumu ve kemik kaybı gibi komplikasyonlara yol açabilir [73].

2.5.3. Eliptikasyon (zipping) oluşumu

Eliptikasyon (zipping), eğimli kök kanallarında kullanılan eğenin, kanal boyunca doğal eğimi takip etmek yerine düzleşme eğilimi göstermesi sonucu oluşan bir komplikasyondur. Bu durum, kanalın eğiminin dış tarafında aşırı genişlemeye, iç tarafında ise yetersiz preparasyona neden olur. Böylece kanalın apikal bölgesinde, kanalın ana ekseninden sapmalar meydana gelir. Bu tür yapısal düzensizlikler için düzleşme, sapma ve

transportasyon terimleri de kullanılmaktadır. ‘Damla’ ve ‘kum saati’ terimleri, kök kanalının eliptikasyon gelişen apikal kısmının ortaya çıkan şekli tanımlamak için kullanılmaktadır [2].

2.5.4. Dirsek oluşumu

Dirsek oluşumu, genellikle eliptikasyon ile ilişkili bir komplikasyon olup, kök kanalının maksimum eğim noktasında dar bir bölgeyi tanımlamaktadır. Bu durum, eğriliğin iç tarafı boyunca koronal yönde, dış tarafı boyunca ise apikal yönde aşırı preparasyon yapılmasının sonucu olarak ortaya çıkar [2].

2.5.5. Transportasyon

AAE tarafından yayımlanan Endodontik Terimler Sözlüğü’nde transportasyon, kanal şekillendirmesi sırasında eğelerin orijinal düz formuna dönme eğilimi göstermesi sonucunda, kök kanalının apikal yarısında dış eğim yönündeki kanal duvarının uzaklaştırılması olarak tanımlanmaktadır [72]. Bu durum, özellikle eğelerin kanal içerisinde düzleşme eğilimi göstermesi nedeniyle, genellikle kökün orta üçlüsünde iç duvar yönünde, apikal bölgede ise dış duvar yönünde meydana gelir. Kanal ekseninde oluşan bu sapma, şekillendirme sırasında aşırı dentin kaybına yol açabilir. Bu kayıplar, orta bölgede strip perforasyon, apikal bölgede ise zipping ya da apikal perforasyon gibi ciddi komplikasyonlara neden olabilir [9].

Şekillendirme sırasında meydana gelebilecek prosedürel hataların değerlendirilmesi amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

2.6. Prosedürel Hataların ve Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Prosedürel hataları en aza indirerek güvenli ve etkili kök kanal preparasyonları sağlamak amacıyla çeşitli kök kanal eğeleri ve preparasyon teknikleri geliştirilirken, bu tekniklerin etkinliğini değerlendirmek üzere çok sayıda farklı yöntem ve deneysel tasarım önerilmiştir [74].

Kök kanal şekillendirme etkinliğini değerlendiren çalışmaların büyük çoğunluğunda çekilmiş dişler, özellikle mandibular molarların tercih edilmekte olduğu belirtilmiştir [75]. Öte yandan, farklı geometrilere sahip simüle kanalı rezin bloklar ve üç boyutlu simüle

kanallı rezin diş modelleri kullanılarak yapılan çalışmalar da mevcuttur [13,76]. Üç boyutlu simüle kanallı rezin dişler, kök kanal şekli ve boyutlarının yüksek düzeyde standardize edilebilmesi, aynı anatomik özelliklere sahip çok sayıda örneğin üretilebilmesi gibi özellikleri sayesinde çalışma boyu ve kanal morfolojisinde örnekler arası tutarlılığı artırarak, deneysel çalışmalarda standardizasyonu arttırabileceği ifade edilmiştir [77,78].

Literatürde, kök kanallarının enstrümantasyon öncesi ve sonrası radyografik görüntülerinin çift pozlama tekniği kullanılarak üst üste bindirilip karşılaştırmalı analizinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur [79,80]. Bu yöntem, enstrümantasyon öncesi ve sonrası elde edilen radyografilerin üst üste bindirilerek karşılaştırılmasına dayanır. Genellikle meziodistal ve bukkolingual açıdan alınan çift pozlama görüntüleriyle transportasyon, merkezde kalma ve kök kanalında meydana gelen şekil değişiklikleri analiz edilmektedir [80].

Bunun yanı sıra, enstrümantasyon öncesi ve sonrası dijital görüntülerin yazılımlar aracılığıyla üst üste çakıştırılması veya doğrudan hesaplamalar yapılması yöntemi de farklı ege sistemlerinin kök kanal şekli, transportasyon miktarı, preparasyon sonrası kalan dentin miktarı ve kesme performansı gibi parametrelerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. [81]. Bu yöntem, akrilik rezine gömülü örneklerde enstrümantasyon öncesi ve sonrası farklı düzeylerden elde edilen kesitlerin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi; işlem öncesi ve sonrası fotoğrafların büyütülerek kanal profillerinin çıkarılması ve profil alanlarının ölçülerek şekil değişikliklerinin kantitatif olarak analiz edilmesi şeklinde uygulandığında, literatürde Bramante tekniği olarak adlandırılmaktadır [82].

Diğer bir yöntem ise enstrümanle edilmiş kök kanallarının enine veya uzunlamasına kesitlerinin stereomikroskop kullanılarak incelenmesi ve bu sayede kanal duvarlarında kalan debrisin, yüzey pürüzlülüğünün ve şekil değişikliklerinin değerlendirilmesidir. Böylece farklı preparasyon tekniklerinin etkinliği ve kanal morfolojisine etkisi gözlemlenebilmektedir [83].

Bunlara ek olarak, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak kök kanal preparasyonu sonrası kanal duvarlarında kalan smear tabakası, debris ve yüzeyde oluşan düzensizlikler detaylı bir şekilde incelenebilmekte; bu sayede farklı şekillendirme ve irrigasyon tekniklerinin dentin üzerindeki etkileri karşılaştırılabilmektedir [84].

Bilgisayarlı tomografi (BT), kök kanal morfolojisinin enstrümantasyon öncesi ve sonrası üç boyutlu ve kantitatif olarak görselleştirilmesine ve incelenmesine olanak tanımaktadır. BT ile elde edilen aksiyel kesit görüntüleri, özel yazılımlar aracılığıyla analiz edilerek farklı preparasyon tekniklerini şekillendirme etkinliği açısından değerlendirilebilmektedir [19,74].

Mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) ile şekillendirme etkinliğinin değerlendirilmesi literatürde en sık kullanılan tekniklerden biridir. Mikro-BT, kök kanal geometrisini ve preparasyon sonrası meydana gelen değişiklikleri üç boyutlu olarak detaylı şekilde incelemeye olanak tanıyan invaziv olmayan bir tekniktir. Kök kanal şekillendirmesi üzerine yapılan araştırmalarda hassas ve değerli bir analiz aracı olarak kabul edilmektedir [85,86].

Bunun yanı sıra konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ise düşük radyasyon dozu ile çalışan modern ve invaziv olmayan bir tanı yöntemidir; farklı ayarlarla detaylı görüntülerin değerlendirilmesine olanak tanır [87]. Kök kanal enstrümantasyonu öncesi ve sonrası alınan görüntüler ile, ege sistemlerinin transportasyon, merkezde kalma oranı ve kök kanalının eğim değişimi gibi parametrelerin değerlendirilmesi için kullanılabilir. KIBT, yüksek hassasiyet ve tekrarlanabilirlik sağlamakla birlikte, kök kanalının farklı düzeylerde ve farklı kesitlerde görüntülenmesine de imkân tanımaktadır [88]. Bu yöntem kullanılarak kök kanalının şekillendirme etkinliğinin analizi farklı yazılımlar ile preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerin üst üste bindirilerek analiz edilmesi [89,90] veya alınan kesitlerde doğrudan ölçümler ve hesaplamalar yapılması [88,91,92] ile gerçekleştirilebilmektedir.

2.7. Apikal Debris Ekstrüzyonu

Günümüzde kök kanal tedavisinin temelini oluşturan kemomekanik şekillendirme, yalnızca kök kanalının şekillendirilmesini değil, aynı zamanda irrigasyon solüsyonlarının kullanımı yoluyla kök kanal sisteminin etkili biçimde temizlenmesini ve dezenfekte edilmesini içerir. Kemomekanik şekillendirme için farklı teknikler ve yaklaşımlar geliştirilmiş olsa da, tüm şekillendirme ve irrigasyon yaklaşımlarında dentin artıkları ve yıkama solüsyonlarının periradiküler dokulara taşması yaygın olarak gözlemlenen bir durumdur [93]. Ekstrüze olan maddeler genellikle nekrotik artıklardan, dentin parçacıklarından, doku parçalarından, mikroorganizmalardan ve kanal içi yıkama solüsyonlarından oluşur [11]. Kök kanal prosedürleri sırasında apikal ekstrüzyonla ilgili en önemli komplikasyonlardan biri hem

hasta hem de klinisyen için istenmeyen bir durum olan seanslar arası alevlenme ve post operatif ağrıdır.

Enfekte artıkların apikal bölgeye ekstrüzyonu sonucu, kök kanalı mikrobiyotasında değişiklik ve/veya yetersiz kemomekanik preparasyondan kaynaklanan değişiklikler, sekonder kanal içi enfeksiyonlar ve kök kanalı içindeki oksidasyon-redüksiyon potansiyelinin fakültatif bakterilerin aşırı büyümesini destekleyecek şekilde artışı, endodontik tedavi sırasında mikrobiyal dengenin bozulması ve akut periradiküler inflamasyonun ortaya çıkması görülebilir. Bu durumlara dayanarak, akut alevlenme gelişmemesi için, apikalden daha az miktarda debris çıkışına neden olan enstrümantasyon tekniklerinin seçilmesi; kemomekanik prosedürlerin tek bir seansta tamamlanması; enfekte vakaların tedavisinde randevular arasında antimikrobiyal kanal içi ilaçların kullanımı; dişlerin drenaj için açık bırakılmaması ve endodontik tedavi boyunca aseptik durumun sürdürülmesi gibi önleyici tedbirler önerilmektedir [94]. Her durumda, kök kanal enstrümantasyonu apikal bölgeden dışarı ekstrüze olan materyal miktarını en aza indirecek şekilde yapılmalıdır [95]. Apikal debris ekstrüzyonu, birçok faktörün birleşiminden kaynaklanan bir durumdur. Debris ekstrüzyonuna etki eden faktörler araştırılmaktadır, bunlardan bazıları şunlardır [96,97]:

- Kanalin eğimi
- Çalışma uzunluğu
- Apikal çap
- Rehber yol ve koronal genişletme prosedürleri
- Enstrümantasyon teknikleri
- Döner eğelerin hareket kinematikleri ve tasarım özellikleri
- İrrigasyon protokolleri

2.8. Debris Ekstrüzyonunu Kantitatif Olarak Değerlendirme Yöntemleri

Kök kanal şekillendirmesi sırasında periapikal dokulara ekstrüze olabilen artıkları niceliksel olarak incelemek amacıyla, çeşitli laboratuvar yöntemleri tanımlanmıştır.

Debrisin bir şişede toplanması

Myers ve Montgomery [98], tarafından yapılan çalışma, debris ekstrüzyonunun ölçümünde öncü bir role sahiptir, daha sonra yapılan birçok çalışma bu metodolojiyi benimsemiştir.

Bu sistem, enstrümante edilmiş kökün sabitlendiği bir kauçuk tıpa, ekstrüze olan artıkların veya irrigasyon solüsyonlarının toplandığı küçük bir cam şişe ve bunun yerleştirildiği büyük bir cam şişeden oluşmaktadır. Ayrıca, iç ve dış basınçları dengelemek için kauçuk tıpanın içine 25 gauge kalınlığında bir iğne yerleştirilir [98].

Bu debris toplama aparatı farklı çalışmalarda farklılıklar göstermiştir. Bazı çalışmalarda cam şişeler tercih edilirken, diğerlerinde dişlere tellerle asılan alüminyum kronların kullanımı tercih edilmiştir [99]. Eppendorf tüpleri de debris toplamak için yaygın olarak kullanılmaktadır [100].

Bu tür çalışmaların yürütülmesi sırasında dişin yerleştirildiği düzenek, enstrümantasyon prosedürünün standardizasyonunu bozabilecek herhangi bir hareketi önlemek için sabitlenmelidir. Ayrıca, şişe, işlemi gerçekleştiren operatörün üzerinde çalıştığı kökü görememesi için bir lastik örtü kullanılarak kapatılmalıdır [101].

Ekstrüze debrisin ölçümü için mikro-BT görüntüleme

Bu yöntem ilk olarak Alves ve ark. [102] tarafından debris ekstrüzyonunu ölçmek için kullanılmıştır. Periapikal dokuların direncini simüle etmek için %1,5 steril agar jelinin kullanıldığı Lu ve ark. [103] tarafından daha önce gösterilen aparat kullanılarak, enstrümantasyonun ardından, örnekler özel bir ataşmana monte edilmiş ve mikro-BT cihazı ile taranmıştır. Araştırmacılar bu yöntemle mikro-BT yazılımı kullanarak ekstrüze olan debris hacminin üç boyutlu kantitatif analizini gerçekleştirmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP) tarafından desteklendi. Örneklerin hazırlanması ve deney aşamaları Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Kliniği Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışmamızda üç farklı döner eğe sisteminin, tek köklü ve tek kanallı rezin alt premolar dişlerde, apikalden taşıdığı debris miktarı ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile şekillendirme etkinliği değerlendirildi, analiz edildi ve karşılaştırıldı.

3.1. Örneklerin Seçimi

G*Power V. 3.1.9.6 programı kullanılarak örnek genişliği hesaplandı. %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0.8$ etki büyüklüğü ile çalışmaya dahil edilecek örnek sayısı her bir grupta en az 10 adet alt premolar rezin diş şeklinde hesaplandı, güvenilirliği arttırmak amacıyla her bir grupta 15 adet alt premolar rezin diş olacak şekilde toplam 45 adet rezin diş kullanıldı.

PTU: ProTaper Ultimate (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre)

PTG: ProTaper Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre)

WOG: WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre)

Her bir grupta rezin dişler 1'den 15'e kadar rastgele olarak numaralandırıldı.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu simüle rezin dişler (Ancorax Yazılım ve Tıbbi Cihazlar Tic. Ltd. Şti., Ankara,Türkiye), konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile görüntülenmeye uygun olacak şekilde radyoopak bir materyal kullanılarak üretildi. Modeller, alt premolar diş morfolojisinde, tek köklü ve tek kanallı olacak biçimde tasarlandı. Kök kanalları, apikalden koronale doğru konik formda genişleyen yapıda, apikal çapı yaklaşık 0.20 mm'ydı (Resim 3.1.).



Resim 3.1. Üç boyutlu simüle resin dişler

Dişlerin kronları her biri $16 \pm 0,5$ mm uzunlukta olacak şekilde, bir çelik separe frezi (Sunshine-Dental, Dr. Hopf GmbH & Co. KG, Langenhagen, Almanya) kullanılarak uzaklaştırıldı. Dişlerin kanal açıklıkları #10 K tipi eğeler ile kontrol edildikten sonra, KIBT ölçümlerinin standardize edilebilmesi için, önceden numaralandırılan resin dişler çiçek süngerinden yapılmış bir modele ark şeklinde dizilerek konumlandırıldı (Resim 3.2.).



Resim 3.2. KIBT görüntüleme için hazırlanan model

3.3. Şekillendirme Öncesi Örneklerin KIBT Görüntülerinin Alınması

Tüm dişler için şekillendirme öncesi KIBT görüntüleri, HDX WILL Dentr-C (HDX WILL Corporation, Seul, Güney Kore) cihazı ile 70 KVP, 7 mA, 24 saniye pozlama süresi, 16x9

cm FOV ayarlarında ve 0,20 mm kesit kalınlığında elde edildi. Rezin dişler modellerden ayrıldı ve modeller şekillendirmeden sonra tekrar kullanılmak üzere saklandı.

3.4. Çalışma Boylarının Belirlenmesi

Her bir rezin dişte, kök kanalı boyunca #10 K tipi eğe kök ucundan izlenene kadar ilerletildi. Eğenin boyu hassas dijital kumpas (Alpha Tools, Mannheim, Almanya) ile ölçülerek bulunan uzunluktan 1 mm çıkarılarak rezin dişlerin çalışma boyları tespit edildi. Bu ölçüm üç kere tekrarlanarak ortalama boy çalışma boyu olarak kaydedildi.

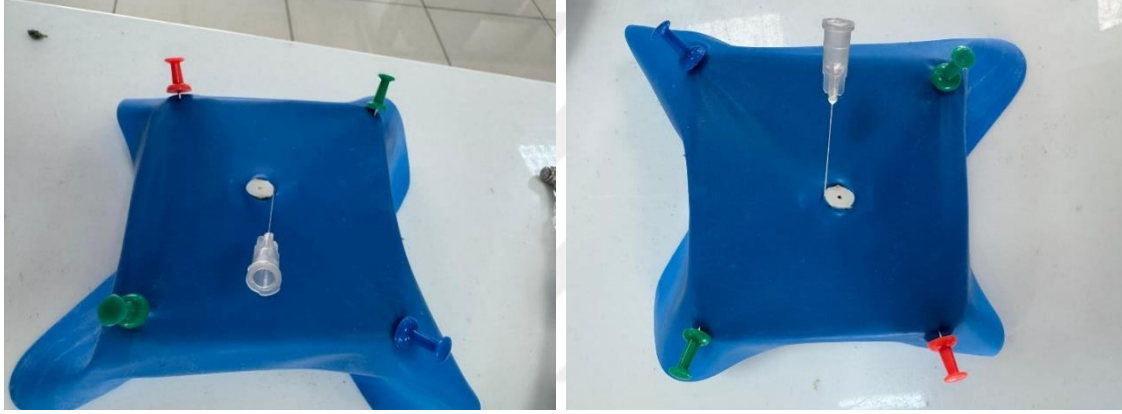
3.5. Deney Düzenekinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan döner eğe sistemlerinin apikalden taşıdıkları debris miktarının değerlendirilmesi için Myers ve Montgomery'nin [98] deney düzeneği esas alınarak modifiye edilmiş bir düzenek hazırlandı. 45 adet 1,5 ml hacminde Eppendorf tüpünün (Atel-San Laboratuvar Malzemeleri ve Nakliyat San. Tic. Ltd. Şti., Fatih, İstanbul, Türkiye) kapakları kesildikten sonra gruplara göre isimlendirildi. Her bir tüpün başlangıç ağırlığı 10^{-4} g hassaslıktaki elektronik terazi (Precisa, Dietikon, İsviçre) ile üç kez ölçüldü ve bulunan değerlerin ortalaması alınarak kaydedildi (Resim 3.3.).



Resim 3.3. Eppendorf tüplerinin ağırlık ölçümü için kullanılan hassas terazi

Eppendorf tüplerinden ayrılan kapaklarda ısıtılmış bir el aleti ile rezin dişlerin yerleştirilebileceği büyüklükte delikler açıldı. Dişler, tüplerin kapaklarına koronal kısmı 1-2 mm dışarıda kalacak şekilde yerleştirilerek sirkolant mumu ile sabitlendi. Kapaklara sabitlenen rezin dişler Eppendorf tüplerine yerleştirildi ve basıncı dengelemek için kapaklara 27 gauge kalınlığında bir enjektör iğnesi (Ayset Tıbbi Ürünler San. A.Ş., Adana, Türkiye) yerleştirildi. Eppendorf tüpleri, düzeneğin sabit kalması ve böylelikle çalışmayı kolaylaştırmak için çiçek köpüklerine ayrı ayrı yerleştirildi. Kök kanal şekillendirmesi sırasında apikal foramenin gözlemlenmesini önlemek için bir lastik örtü kullanıldı (Resim 3.4.).

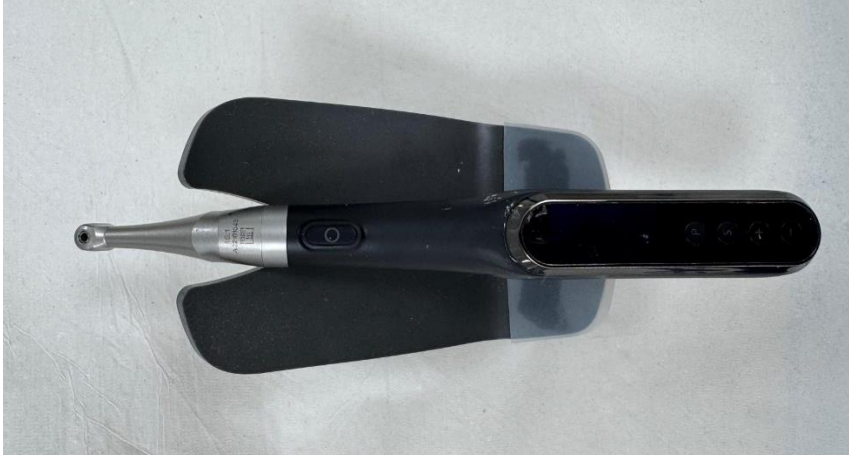


Resim 3.4. Debris toplanması için hazırlanan deney düzeneği

3.6. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Çalışmamızda 3 farklı döner eğe sistemi kullanıldı. Örneklerin şekillendirilmesi tek bir operatör tarafından, benzer apikal genişliğe ve konikliğe sahip eğe sistemleri ile gerçekleştirildi.

Örnekler EndoArt WSM endodontik motor (İnci Dental Tıbbi Malzeme Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) kullanılarak her bir eğe sistemi için üretici firmanın talimatları doğrultusunda şekillendirildi (Resim 3.5.). Her bir eğe deformasyon veya kırılma vb. durumlar dışında 2 adet rezin dişte kullanıldı.



Resim 3.5. EndoArt Wsm endodontik motor

3.6.1. PTU grubu

On beş adet rezin diş sırasıyla ProTaper Ultimate Slider (16.02), ProTaper Ultimate Shaper (20.04), ProTaper Ultimate Finisher: F1 (20.07), F2 (25.08), F3 (30.09) ve ProTaper Ultimate Yardımcı Finisher: FX (35.12), FXL (50.10) eğeleri kullanılarak şekillendirildi (Resim 3.6.).



Resim 3.6. ProTaper Ultimate eğe sistemi

Eğeler, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 400 rpm motor hızı ve 4-5,2 N·cm tork aralığında kullanıldı.

Slider eğesi ile yıkama solüsyonu varlığında çalışma boyuna kadar kanal boyunca pasif şekilde ilerlendi. Shaper eğesi üretici firmanın talimatları doğrultusunda kanalın orta ve

koronal üçlüsünü şekillendirmek için fırçalama hareketiyle kullanıldı. Ardından sırasıyla F1 (20.07), F2 (25.08) ve F3 (30.09) eğeleri, kanalın apikal üçte birlik kısmının şekillendirilmesi amacıyla kullanıldı. Son olarak, FX (35.12) ve FXL (50.10) eğeleri ile şekillendirme tamamlandı.

Şekillendirme sırasında her eğe değişiminde, kanal içerisindeki debrisin uzaklaştırılmasını sağlamak amacıyla kanallar 2 ml distile su ile yıkandı; ardından kanal açıklığının devamlılığını sağlamak amacıyla #10 numaralı K-tipi eğe ile rekapitülasyon yapıldı.

3.6.2. PTG grubu

On beş adet rezin diş sırasıyla ProTaper Gold Şekillendirme Eğeleri; SX (19.04), S1(18.02) ve S2 (20.04) ve Bitirme Eğeleri; F1 (20.07), F2 (25.08) F3 (30.09) ve F4 (40.06) kullanılarak şekillendirildi (Resim 3.7.).



Resim 3.7. ProTaper Gold eğe sistemi

Tüm eğeler, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 rpm motor hızıyla kullanıldı. Tork ayarları ise şu şekilde ayarlandı:

- SX ve S1: 5.10 N·cm
- S2 ve F1: 1.50 N·cm
- F2, F3 ve F4: 3.10 N·cm

Üretici firmanın önerilerine göre SX, S1 ve S2 eğeleri düz bir kök kanal girişi oluşturmak için fırçalama hareketiyle uygulandı. Bitirme Eğeleri (F1, F2, F3 ve F4) ile kanal pasif şekilde çalışma boyuna kadar takip edildi ve preparasyon tamamlandı.

Şekillendirme sırasında her eğe değişiminde, kanal içerisindeki debrisin uzaklaştırılmasını sağlamak amacıyla kanallar 2 ml distile su ile yıkandı; ardından kanal açıklığının devamlılığını sağlamak amacıyla #10 numaralı K-tipi eğe ile rekapitülasyon yapıldı.

3.6.3. WOG grubu

On beş adet rezin diş sırasıyla WaveOne Gold Primary (25.07), WaveOne Gold Medium (35.06) ve WaveOne Gold Large (45.05) eğeleri kullanılarak şekillendirildi (Resim 3.8.).



Resim 3.8. WaveOne Gold eğe sistemi

Eğeler üretici firmanın talimatları doğrultusunda EndoArt WSM endodontik motorun resiprokasyon modu aktif hale getirilerek kullanıldı.

Şekillendirme sırasında her eğe değişiminde, kanal içerisindeki debrisin uzaklaştırılmasını sağlamak amacıyla kanallar yandan perfore irrigasyon iğnesi kullanılarak 2 ml distile su ile yıkandı; ardından kanal açıklığının devamlılığını sağlamak amacıyla #10 numaralı K-tipi eğe ile rekapitülasyon yapıldı.

3.7. Debris Ekstrüzyonunun Değerlendirilmesi

Şekillendirme sonrası, rezin dişler Eppendorf tüplerinden çıkarıldı ve tüpler biriken irrigasyon solüsyonu tamamen kuruyana kadar 2 hafta boyunca 37 °C'lik inkübatörde bekletildi (Resim 3.9.). Tüplerin kurumasının ardından her bir tüp 10^{-4} g hassaslıktaki elektronik terazi ile 3 kez tartılarak elde edilen değerlerin ortalaması hesaplandı. Kök kanalının apikalinden ekstrüze olan debrisin ağırlığı, tüpün son ağırlığından tüpün ilk ağırlığının çıkarılmasıyla hesaplandı.



Resim 3.9. Eppendorf tüplerinde biriken debrisler

3.8. Şekillendirme Sonrası Örneklerin KIBT Görüntülerinin Alınması

Örneklerin preparasyon sonrası KIBT görüntüleri alınmadan önce örnekler başlangıç görüntülerinin alındığı çiçek süngerlerine aynı sırada ve şekilde yerleştirildi. Modeller başlangıçta alınan görüntüler ile aynı parametlerle preparasyon sonrası görüntüler elde edildi. Şekillendirme öncesinde ve sonrasında alınan KIBT görüntüleri CS 3D Imaging (Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, ABD) programına aktarıldı. Her bir örnek için kök kanalının apikalinden 4 mm, 8 mm ve 13 mm seviyelerinde aksiyal kesitten görüntüler alınarak DICOM formatında dışarı aktarıldı.

3.9. Kök Kanalının Alan Farkının Değerlendirilmesi

Kök kanalının alanını hesaplamak için görüntüler Adobe Photoshop (Adobe Photoshop CS 6, San Jose, CA, ABD) programı aracılığıyla analiz edildi. Şekillendirme sonrası alan ölçümlerinden, preparasyon öncesi alan ölçümleri çıkarılarak toplam alan farkı her bir diş için hesaplandı.

3.10. Transportasyon ve Merkezde Kalmanın Değerlendirilmesi

Rezin dişlerin 4 mm, 8 mm ve 13 mm seviyelerinden alınan kesitler RadiAnt Dicom Viewer (Medixant, Poznań, Polonya) programına aktarılarak ölçüm araçları aracılığıyla aşağıdaki değerler ölçüldü (Resim 3.10.):

M1: Şekillendirme öncesi mezial kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

D1: Şekillendirme öncesi distal kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

M2: Şekillendirme sonrası mezial kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

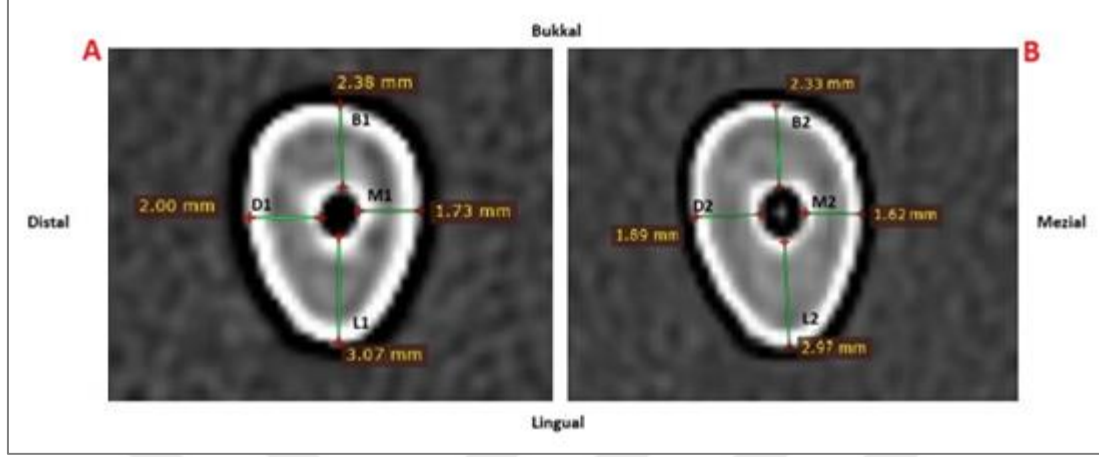
D2: Şekillendirme sonrası distal kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

B1: Şekillendirme öncesi bukkal kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

B2: Şekillendirme sonrası bukkal kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

L1: Şekillendirme öncesi lingual kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.

L2: Şekillendirme sonrası lingual kök yüzeyinden kök kanalının periferine kadar olan en küçük mesafedir.



Resim 3.10. Şekillendirme öncesi (A) ve şekillendirme sonrası (B) görüntülerde ölçümlerin yapılması

Gambill ve ark. [19] tarafından önerilen formül, eğelerin merkezde kalma oranlarını ve kök kanalının transportasyonunu değerlendirmek için uygulandı.

Transportasyon:

Mezio-distal transportasyon: $(M1-M2) - (D1-D2)$

Bukko-lingual transportasyon: $(B1-B2) - (L1-L2)$

Merkezde kalma oranı:

$(M1-M2)/(D1-D2)$ (mezio-distal merkezde kalma)

$(B1-B2)/(L1-L2)$ (bukko-lingual merkezde kalma)

3.11. İstatistiksel Yöntem

Veriler R yazılımının 4.4.1 versiyonu (R Core Team, R Foundation for Statistical Computing, Viyana, Avusturya) kullanılarak analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis H Testi kullanıldı. Bölgelere göre ölçülen bağımlı ve normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Friedman testi kullanıldı. Gruplar için normal dağılıma

uyan değişkenlerin karşılaştırılmasında tek yönlü ANOVA kullanıldı. Normal dağılıma uyan değişkenler arasındaki ilişkinin incelenmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı. Normal dağılıma uymayan değişkenler arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman's rho korelasyon katsayısı kullanıldı. Nicel verilerin gösteriminde ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) kullanıldı. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.





4. BULGULAR

4.1. Debris Ekstrüzyonunun Değerlendirilmesi

Gruplar arası ekstrüze olan debris miktarlarının karşılaştırılması Çizelge 4.1.'de verildi. Gruplar arasında ekstrüze debris miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). PTU grubunda ortalama değer 0,0002, PTG ve WOG grubunda ise 0,0003 olarak bulundu.

Çizelge 4.1. Ekstrüze olan debris miktarının karşılaştırılması

	Ortalama $\pm$ SS	Ortanca (min-maks)	Test İstatistiği	p
PTU	0,0003 $\pm$ 0,0001	0,0002 (0,0001 - 0,0005)	1,126	0,570 ^x
PTG	0,0003 $\pm$ 0,0001	0,0003 (0,0001 - 0,0004)		
WOG	0,0003 $\pm$ 0,0001	0,0003 (0,0001 - 0,0005)		

^x Kruskal Wallis H Test; ortanca (minimum-maksimum)

4.2. Alan Farklarının Karşılaştırılması

Gruplar arası ve grup içi bölgelere göre alan farklarının karşılaştırılması sırasıyla Çizelge 4.2. ve 4.3.'te verildi.

Çizelge 4.2. Gruplar arası alan farklarının bölgelere göre karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	p
Apikal	0,08(0,04-0,2)	0,12(0,04-0,24)	0,11(0,04-0,24)	0,1(0,04-0,24)	1,450	0,484 ^x
Orta	0,16(0,08-0,32)	0,18(0,04-0,76)	0,16(0,08-0,4)	0,16(0,04-0,76)	1,577	0,455 ^x
Koronal	0,36(0,08-0,48)	0,38(0,12-0,52)	0,37(0,16-0,8)	0,36(0,08-0,8)	0,444	0,801 ^x

^x Kruskal Wallis H Test; ortanca (minimum-maksimum)

Apikal bölgede gruplar arası ortanca değerler karşılaştırıldığında alan farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 0,08, PTG grubunda 0,12 ve WOG grubunda 0,11 olarak bulundu.

Orta bölgede gruplar arası ortanca değerler karşılaştırıldığında alan farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 0,16, PTG grubunda 0,18 ve WOG grubunda 0,16 olarak bulundu.

Koronal bölgede gruplar arası ortanca değerler karşılaştırıldığında alan farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 0,36, PTG grubunda 0,38 ve WOG grubunda 0,37 olarak bulundu.

Çizelge 4.3. Grup içi alan farklarının bölgelere göre karşılaştırılması

	Apikal	Orta	Koronal	Test İstatistiği	p
PTU	0,1 ± 0,05 ^a	0,18 ± 0,07 ^b	0,33 ± 0,11 ^c	34,777	<0,001 ^x
PTG	0,12 (0,04-0,24) ^a	0,18 (0,04-0,76) ^b	0,38 (0,12-0,52) ^c	15,887	<0,001 ^y
WOG	0,11 (0,04-0,24) ^a	0,16 (0,08-0,4) ^b	0,37 (0,16-0,8) ^c	20,037	<0,001 ^y

^x Tekrarlı varyans analizi; ^y Friedman Test; $p<0,05$ Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortalama ± standart sapma; ortanca (minimum-maksimum)

Her bir grup kendi içinde değerlendirildiğinde, apikal, orta ve koronal bölgelerdeki alan farkı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edildi.

PTU grubunda apikal bölgede ortalama alan farkı $0,10 \pm 0,05 \text{ mm}^2$, orta bölgede $0,18 \pm 0,07 \text{ mm}^2$ ve koronal bölgede $0,33 \pm 0,11 \text{ mm}^2$ idi. Grup içinde bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$).

PTG grubunda, bölgelere göre elde edilen ortanca alan farkları sırasıyla apikal bölgede 0,12 mm^2 , orta bölgede 0,18 mm^2 ve koronal bölgede 0,38 mm^2 idi. Grup içinde bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$).

WOG grubunda, bölgelere göre ortanca alan farkları apikal bölge 0,11 mm^2 , orta bölge 0,16 mm^2 ve koronal bölge 0,37 mm^2 idi. Grup içinde bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$).

4.3. Meziodistal Yönde Transportasyonun Değerlendirilmesi

Gruplar arası ve grup içi bölgelere göre meziodistal yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması sırasıyla Çizelge 4.4. ve 4.5.'te verildi.

Çizelge 4.4. Gruplar arası meziodistal yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	p
Apikal	-0,025±0,058 ^b	0,004±0,067 ^{ab}	0,033±0,051 ^a	0,003 ± 0,062	3,439	0,042^x
Orta	0,02(-0,12-0,07)	0,005(-1,16-0,13)	-0,03(-0,11-0,11)	0(-1,16-0,13)	0,832	0,660 ^y
Koronal	0,05(-0,16-0,63)	0,035(-0,46-0,36)	0,02(-0,16-0,2)	0,03(-0,46-0,63)	1,216	0,544 ^y

^x Tek yönlü ANOVA; ^y Kruskal Wallis H Test; p<0,05 Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortalama ± standart sapma; ortanca (minimum-maksimum)

Apikal bölgede gruplar arasında meziodistal yönde transportasyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardı (p=0,042). PTU grubunda apikal bölgeye ait ortalama değer -0,025 ± 0,058 mm, PTG grubunda 0,004 ± 0,067 mm ve WOG grubunda ise 0,033 ± 0,051 mm olarak bulundu. Elde edilen sonuçlara göre, PTU grubu ile WOG grubu arasında anlamlı bir fark varken (p=0,042), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p>0,05).

Orta bölgede gruplar arasında meziodistal yönde transportasyon değerleri açısından, istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p>0,05). PTU grubunda ortanca değer 0,02, PTG grubunda 0,005 ve WOG grubunda -0,03 olarak bulundu.

Koronal bölgede gruplar arasında meziodistal yönde transportasyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p>0,05). PTU grubunda ortanca değer 0,05, PTG grubunda 0,035 ve WOG grubunda 0,02 olarak bulundu.

Çizelge 4.5. Grup içi meziodistal yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

	Apikal	Orta	Koronal	Test İstatistiği	p
PTU	-0,04(-0,1-0,1) ^a	0,02(-0,12-0,07) ^{ab}	0,05(-0,16-0,63) ^b	9,797	0,008^y
PTG	-0,01(-0,14-0,14)	0,005(-1,16-0,13)	0,035(-0,46-0,36)	0,473	0,790 ^y
WOG	0,033 ± 0,051	-0,019 ± 0,076	0,006 ± 0,099	2,041	0,150 ^x

^x Tekrarlı varyans analizi; ^y Friedman Test; p<0,05 Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortalama ± standart sapma; ortanca (minimum-maksimum)

Grup içi karşılaştırmada, PTU grubunda bölgelere göre meziodistal yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü (p=0,008). Apikal bölgede ortanca değer -0,04, orta bölgede 0,02 ve koronal bölgede 0,05 olarak bulundu. Apikal ile koronal bölge arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardı, ancak diğer bölgeler arasında anlamlı bir fark yoktu (p>0,05).

Grup içi karşılaştırmada, PTG grubunda bölgelere göre meziodistal yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortanca değer -0,01, orta bölgede 0,005 ve koronal bölgede 0,035 olarak bulundu.

Grup içi karşılaştırmada, WOG grubunda bölgelere göre meziodistal yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer $0,033 \pm 0,051$, orta bölgede $-0,019 \pm 0,076$ ve koronal bölgede $0,006 \pm 0,099$ olarak bulundu.

Negatif değerler distal yönde transportasyonu, pozitif değerler ise mezial yönde transportasyonu göstermektedir.

Ortanca değerlere göre, PTU ve PTG grupları apikal bölgede distal yönde transportasyon gösterirken, WOG grubu orta bölgede distal yönde transportasyon gösterdi. Diğer tüm bölgelerde mezial yönde transportasyon olduğu ve en yüksek transportasyon değerinin PTU grubunda koronal bölgede mezial yönde olduğu belirlendi.

4.4. Bukkolingual Yönde Transportasyonun Değerlendirilmesi

Gruplar arası ve grup içi bölgelere göre bukkolingual yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması sırasıyla Çizelge 4.6. ve 4.7.'de verildi.

Çizelge 4.6. Gruplar arası bukkolingual yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	P
Apikal	0,03(-0,23-0,16)	-0,005(-0,28-0,22)	0,035(-0,1-0,12)	0,01(-0,28- 0,22)	0,680	0,712 ^x
Orta	0(-0,1-0,08)	0,025(-0,13- 0,23)	0,02(-0,09-0,35)	0,02(-0,13- 0,35)	0,492	0,782 ^x
Koronal	-0,053 $\pm$ 0,064	-0,005 $\pm$ 0,098	-0,016 $\pm$ 0,11	-0,026 $\pm$ 0,092	1,099	0,343 ^y

^x Kruskal Wallis H Test; ^y Tek yönlü ANOVA; ortalama $\pm$ standart sapma; ortanca (minimum-maksimum)

Apikal bölgede gruplar arasında bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 0,03 iken, PTG grubunda -0,005 ve WOG grubunda 0,035 olarak bulundu.

Orta bölgede gruplar arasında bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). PTU grubunda ortalama değer 0 iken, PTG grubunda 0,025 ve WOG grubunda 0,02 olarak bulundu.

Koronal bölgede gruplar arasında bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). PTU grubunda ortalama değer $-0,053 \pm 0,064$ iken, PTG grubunda $-0,005 \pm 0,098$ ve WOG grubunda $-0,016 \pm 0,11$ olarak bulundu.

Çizelge 4.7. Grup içi bukkolingual yönde transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

	Apikal	Orta	Koronal	Test İstatistiği	p
PTU	$0,012 \pm 0,101$	$-0,004 \pm 0,057$	$-0,053 \pm 0,064$	3,104	0,061 ^x
PTG	$-0,005 (-0,28 - 0,22)$	$0,025 (-0,13 - 0,23)$	$-0,03 (-0,2 - 0,23)$	0,327	0,849 ^y
WOG	$0,035 (-0,1 - 0,12)$	$0,02 (-0,09 - 0,35)$	$-0,04 (-0,15 - 0,26)$	1,000	0,607 ^y

^x Tekrarlı varyans analizi; ^y Friedman Test; ortalama $\pm$ standart sapma; ortalama (minimum-maksimum)

Grup içi karşılaştırmada, PTU grubunda bölgelere göre bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer $0,012 \pm 0,101$, orta bölgede $-0,004 \pm 0,057$ ve koronal bölgede $-0,053 \pm 0,064$ olarak bulundu.

Grup içi karşılaştırmada, PTG grubunda bölgelere göre bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer $-0,005$, orta bölgede $0,025$ ve koronal bölgede $-0,03$ olarak bulundu.

Grup içi karşılaştırmada, WOG grubunda bölgelere göre bukkolingual yönde transportasyon değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer $0,035$, orta bölgede $0,02$ ve koronal bölgede $-0,04$ olarak bulundu.

Negatif değerler lingual yönde transportasyonu, pozitif değerler ise bukkal yönde transportasyonu göstermektedir.

Ortanca değerlere göre, PTG grubunda apikal bölgede; WOG ve PTG gruplarında koronal bölgede lingual yönde transportasyon olduğu görüldü. Ortalama değerlere göre, PTU grubunda orta ve koronal bölgede lingual yönde transportasyon olduğu görüldü. Diğer tüm bölgelerde ise bukkal yönde transportasyon gözlemlendi.

Kanal transportasyonunun miktarı, meziodistal ve bukkolingual transportasyon değerlerinin mutlak değeri olarak hesaplandı.

Meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon mutlak değerlerinin gruplar arası bölgelere göre karşılaştırılması Çizelge 4.8.'de verildi.

Çizelge 4.8. Gruplar arası transportasyon mutlak değerlerinin karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	p
Apikal bölge (meziodistal)	0,05(0,01-0,1)	0,03(0-0,14)	0,035(0,01-0,11)	0,04(0-0,14)	1,001	0,606 ^x
Apikal bölge (bukkolingual)	0,04(0,01-0,23)	0,04(0-0,28)	0,07(0,01-0,12)	0,05(0-0,28)	2,254	0,324 ^x
Orta bölge (meziodistal)	0,03(0-0,12)	0,04(0-1,16)	0,07(0-0,11)	0,04(0-1,16)	2,302	0,316 ^x
Orta bölge (bukkolingual)	0,04(0-0,1)	0,07(0-0,23)	0,05(0,01-0,35)	0,05(0-0,35)	3,354	0,187 ^x
Koronal bölge (meziodistal)	0,07(0,02-0,63)	0,065(0,02-0,46)	0,07(0-0,2)	0,07(0-0,63)	0,014	0,993 ^x
Koronal bölge (bukkolingual)	0,06(0-0,18)	0,045(0,02-0,23)	0,055(0-0,26)	0,06(0-0,26)	0,274	0,872 ^x

Gruplara göre apikal, orta ve koronal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$).

Çizelge 4.9.'da meziodistal yönde ve bukkolingual yönde transportasyon arasındaki korelasyon görülmektedir.

Çizelge 4.9. Meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon arasındaki korelasyonun incelenmesi

	PTU		PTG		WOG	
	r	p	r	p	r	p
Apikal	-0,310 ^y	0,261	-0,072 ^x	0,807	-0,469 ^y	0,091
Orta	-0,500 ^x	0,058	0,156 ^x	0,595	-0,396 ^x	0,161
Koronal	0,013 ^x	0,962	0,368 ^y	0,196	0,425 ^y	0,130

^x Spearman; ^y Pearson korelasyon katsayısı

Apikal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişki PTU ve WOG grubu için Pearson korelasyonu, PTG grubu için Spearman korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için apikal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=-0,310$; $p=0,261$, PTG için $r=-0,072$; $p=0,807$, WOG için $r=-0,469$; $p=0,091$ olarak bulundu.

Orta bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişki tüm gruplar için Spearman korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için orta bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=-0,500$; $p=0,058$, PTG için $r=0,156$; $p=0,595$, WOG için $r=-0,396$; $p=0,161$ olarak bulundu.

Koronal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişki PTU grubu için Spearman korelasyonu, PTG ve WOG grubu için Pearson korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için koronal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde transportasyon değerleri arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=0,013$; $p=0,962$, PTG için $r=0,368$; $p=0,196$, WOG için $r=0,425$; $p=0,130$ olarak bulundu.

4.5. Meziodistal Yönde Merkezde Kalma Oranı

Gruplar arası ve grup içi meziodistal yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması sırasıyla Çizelge 4.10 ve 4.11’de verildi.

Çizelge 4.10. Gruplar arası meziodistal yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	P
Apikal	0,615(0,25-3,5) ^a	0,891(0,177-15) ^{ab}	1,417(0,526-3,75) ^b	1(0,177-15)	9,167	0,010^x
Orta	1,273(0,25-2,5)	1,039(-5-3,167)	0,836(0,214-5)	1(-5-5)	1,701	0,427 ^x
Koronal	1,4(-0,146-4,667)	1,008(-4-19)	1,272(0-5)	1,2(-4-19)	0,317	0,854 ^x

^x Kruskal Wallis H Test; $p<0,05$ Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortanca (minimum-maksimum)

Apikal bölgede gruplar arası meziodistal yönde merkezde kalma değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p=0,010$). Apikal bölgede PTU grubunda ortanca değer 0,615, PTG grubunda 0,891 ve WOG grubunda 1,417

olarak bulundu. Apikal bölgede PTU ve WOG grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p=0,010$) diğer gruplar arasında anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$).

Orta bölgede gruplar arası meziodistal yönde merkezde kalma değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 1,273, PTG grubunda 1,039 ve WOG grubunda 0,836 olarak bulundu.

Koronal bölgede gruplar arası meziodistal yönde merkezde kalma değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 1,4, PTG grubunda 1,008 ve WOG grubunda 1,272 olarak bulundu.

Çizelge 4.11. Grup içi meziodistal yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması

	Apikal	Orta	Koronal	Test İstatistiği	p
PTU	0,615(0,25-3,5) ^a	1,273(0,25-2,5) ^{ab}	1,4(-0,146-4,667) ^b	6,933	0,031^x
PTG	0,891(0,177-15)	1,039(-5-3,167)	1,008(-4-19)	2,946	0,229 ^x
WOG	1,417(0,526-3,75)	0,836(0,214-5)	1,272(0-5)	3,309	0,191 ^x

^x Friedman Test; $p<0,05$ Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortanca (minimum-maksimum)

Grup içi karşılaştırmada, PTU grubunda meziodistal yönde merkezde kalma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı ($p=0,031$). Apikal bölgede ortanca değer 0,615, orta bölgede 1,273 ve koronal bölgede 1,4 olarak bulundu. Apikal ile koronal bölge arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülürken ($p=0,031$) diğer bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grup içi karşılaştırmada, PTG grubunda meziodistal yönde merkezde kalma değerleri arasında bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). Apikal bölgede ortanca değer 0,891, orta bölgede 1,039 ve koronal bölgede 1,008 olarak bulundu.

Grup içi karşılaştırmada, WOG grubunda meziodistal yönde merkezde kalma değerleri arasında bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). Apikal bölgede ortanca değer 1,417, orta bölgede 0,836 ve koronal bölgede 1,272 olarak bulundu.

4.6. Bukkolingual Yönde Merkezde Kalma Oranı

Gruplar arası ve grup içi bukkolingual yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması sırasıyla Çizelge 4.12. ve 4.13.'te verildi.

Çizelge 4.12. Gruplar arası bukkolingual yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması

	PTU	PTG	WOG	Toplam	Test İstatistiği	p
Apikal	1,375(0,08-8)	0,875(-0,12-12)	1,65(0,167-3,333)	1,273(-0,12-12)	1,121	0,571 ^x
Orta	1(0,333-2,5)	1,254 (0,111-4,667)	1,234(0,417-6,833)	1,182(0,111-6,833)	0,480	0,787 ^x
Koronal	0,615(0,158-1,6)	0,619(0,111-2,533)	0,728 (0,063-3,6)	0,667(0,063-3,6)	0,489	0,783 ^x

^x Kruskal Wallis H Test; ortanca (minimum-maksimum)

Apikal bölgede gruplar arası bukkolingual yönde merkezde kalma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 1,375, PTG grubunda 0,875 ve WOG grubunda 1,65 olarak bulundu.

Orta bölgede gruplar arası bukkolingual yönde merkezde kalma ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 1, PTG grubunda 1,254 ve WOG grubunda 1,234 olarak bulundu.

Koronal bölgede gruplar arası bukkolingual yönde merkezde kalma ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). PTU grubunda ortanca değer 0,615, PTG grubunda 0,619 ve WOG grubunda 0,728 olarak bulundu.

Çizelge 4.13. Grup içi bukkolingual yönde merkezde kalma değerlerinin karşılaştırılması

	Apikal	Orta	Koronal	Test İstatistiği	p
PTU	1,375 (0,08 - 8) ^a	1 (0,333 - 2,5) ^{ab}	0,615 (0,158 - 1,6) ^b	7,627	0,022^x
PTG	0,875 (-0,12 - 12)	1,254 (0,111 - 4,667)	0,619 (0,111 - 2,533)	0,143	0,931 ^x
WOG	1,65 (0,167 - 3,333)	1,234 (0,417 - 6,833)	0,728 (0,063 - 3,6)	1,000	0,607 ^x

^x Friedman Test; $p<0,05$ Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan farklıdır.; ortanca (minimum-maksimum)

Grup içi karşılaştırmada, PTU grubunun bukkolingual yönde merkezde kalma ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,022$). Apikal bölgede ortanca değer 1,375, orta üçlüde 1 ve koronal üçlüde 0,615 olarak bulundu. Apikal ile koronal bölge

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülürken ($p=0,022$), diğer bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Grup içi karşılaştırmada, PTG grubunun bukkolingual yönde merkezde kalma ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer 0,875, orta bölgede 1,254 ve koronal bölgede 0,619 olarak bulundu.

Grup içi karşılaştırmada, WOG grubunun bukkolingual yönde merkezde kalma ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p>0,05$). Apikal bölgede ortalama değer 1,65, orta bölgede 1,234 ve koronal bölgede 0,728 olarak bulundu.

Çizelge 4.14.'te meziodistal yönde ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki korelasyon görülmektedir.

Çizelge 4.14. Meziodistal yönde merkezde kalma ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki korelasyonun incelenmesi

	PTU		PTG		WOG	
	r	p	r	p	r	p
Apikal	-0,145 ^x	0,607	-0,169 ^x	0,563	0,034 ^y	0,908
Orta	-0,203 ^y	0,468	0,086 ^x	0,770	-0,400 ^x	0,156
Koronal	-0,117 ^y	0,679	0,209 ^x	0,473	0,189 ^x	0,517

^x Spearman; ^y Pearson korelasyon katsayısı

Apikal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişki PTU ve PTG grupları için Spearman korelasyonu, WOG grubu için Pearson korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için apikal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=-0,145$; $p=0,607$, PTG için $r=-0,169$; $p=0,563$, WOG için $r=0,034$; $p=0,908$ olarak bulundu.

Orta bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişki PTU grubu için Pearson korelasyonu, PTG ve WOG grupları için Spearman korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için orta bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=-0,203$; $p=0,468$, PTG için $r=0,086$; $p=0,770$, WOG için $r=-0,400$; $p=0,156$ olarak bulundu.

Koronal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişki PTU grubu için Pearson korelasyonu, PTG ve WOG grupları için Spearman korelasyonu ile değerlendirildi. Tüm gruplar için koronal bölgede meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Korelasyon ve p değeri PTU için $r=-0,117$; $p=0,679$, PTG için $r=0,209$; $p=0,473$, WOG için $r=0,189$; $p=0,517$ olarak bulundu.





5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin başarısını etkileyen birçok faktör bulunsa da en kritik aşamalardan biri kök kanalının şekillendirilmesidir. Kök kanallarının şekillendirilmesi, enfekte dokuların ortamdaki uzaklaştırılması, kanal içi ilaçların etkin bir şekilde uygulanabilmesi için uygun bir anatomik formun oluşturulması ve başarılı bir kök kanal dolumu sağlanması açısından büyük önem taşımaktadır [1].

Kök kanal preparasyonu esnasında, özellikle dar ve eğimli kanallarda çeşitli iyatrojenik hatalar meydana gelebilmektedir. Bu tür komplikasyonlar arasında basamak ve/veya zip oluşumu, kök kanal perforasyonları ve eğe kırılmaları gibi istenmeyen durumlar yer almaktadır [13]. Bu komplikasyonların önlenmesine yönelik çeşitli sistemler ve teknikler geliştirilmiştir. Bu gelişmeler arasında en dikkat çekici yeniliklerden biri, Ni-Ti alaşımından üretilen döner eğe sistemleridir. Ni-Ti döner eğeler ile kök kanal morfolojisine daha iyi uyum sağlayarak şekillendirme sırasında oluşabilecek hataların en aza indirilmesi hedeflenmektedir. Literatürdeki çalışmalar, Ni-Ti eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla kök kanalının orijinal kurvatürünü daha iyi koruduğunu ve transportasyon riskini azalttığını, işlem süresini kısalttığını ve daha etkili bir kanal preparasyonu sağladığını ortaya koymuştur [19,104].

Ni-Ti alaşımının kök kanal eğelerinin üretiminde tercih edilmesinin temel nedeni, sahip olduğu üstün mekanik özelliklerdir. Bu alaşımın en önemli avantajlarından biri, özellikle eğimli kök kanallarında kalıcı deformasyona uğramadan esnekliği sağlayan süperelastisite özelliğidir. Buna ek olarak, Ni-Ti alaşımının şekil hafızası özelliği sayesinde, eğeler deformasyona maruz kaldıktan sonra orijinal formuna dönebilmekte ve böylece klinik uygulama sırasında kök kanalının doğal anatomisinin korunmasına önemli ölçüde katkı sağlamaktadır [27]. Bu eğelerin yüksek düzeyde esneklik göstermesi, Nitinol alaşımının düşük elastisite modülü ve kayma modülü değerlerine sahip olmasından kaynaklanmaktadır [14]. Bu üstün özellikler Ni-Ti eğeleri klinik başarı açısından öne çıkaran önemli parametreler arasında yer almaktadır. Bu eğe sistemlerinin etkinliğini ve güvenilirliğini değerlendirebilmek için laboratuvar ortamında çeşitli analizler gerçekleştirilmektedir. Bu doğrultuda yapılan in vitro çalışmalarda ise genellikle rezin bloklar ve çekilmiş doğal dişler kullanılmaktadır [105-108].

Doğal dişler, kök kanal morfolojisi ile dentinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini en doğru şekilde yansıtmaları nedeniyle endodontik araştırmalarda klinik gerçekliğe en yakın model olarak kabul edilmektedir. Özellikle dentin üzerindeki etkilerin incelendiği çalışmalarda doğal dişlerin özgün yapısı, örneğin dentin tübüllerinin varlığı ve farklı dentin tiplerinin bulunması, başka hiçbir materyalle tam olarak taklit edilememektedir. Bununla birlikte, uygun kriterlere sahip yeterli sayıda diş örneğinin elde edilmesinde yaşanan zorluklar, dişlerin anatomik yapılarındaki bireysel farklılıkların standardizasyonu güçleştirmesi, etik onay gereklilikleri, homojen örnek grupları oluşturmadaki kısıtlılıklar ve çapraz enfeksiyon riski gibi çeşitli dezavantajlar da söz konusudur [109]. Bu sorunu ilk fark eden araştırmacılardan biri olan Weine ve ark. [13], kök kanal preparasyonunun etkilerini değerlendirmek amacıyla, istenilen boyut ve şekillerde üretilen şeffaf rezinden oluşturulmuş simüle kök kanalları kullanmışlardır.

Son yıllarda, özellikle eğitim alanında yaygınlık kazanan üç boyutlu diş modelleri, bazı endodontik araştırmalarda da kullanılmaya başlanmıştır. Bu eğilimin ortaya çıkmasında; uygun morfolojik ve yapısal özelliklere sahip yeterli sayıda çekilmiş doğal dişin teminindeki güçlükler, enfeksiyon kontrolü ile ilgili endişeler ve etik kaygılar gibi faktörler etkili olmuştur. Bu nedenle, üç boyutlu modeller, geleneksel materyallere alternatif olarak değerlendirilmektedir [110,111]. Bu modeller, kök kanal dolgusu [112] ve şekillendirme [88,113] üzerine yapılan çeşitli çalışmalarda kullanılmaktadır.

Simüle rezin diş modelleri, araştırmalarda standardizasyon avantajı sağlasa da bazı teknik sınırlamalara sahiptir. Bu sınırlamalardan biri, üretim teknolojisinin izin verdiği minimum toleranslar nedeniyle kök kanalının başlangıç çapının ISO 15 boyutundan daha küçük yapılamamasıdır [109]. Bu durum, baskı teknolojisinin çözünürlüğü ile ilişkilidir; kullanılan üç boyutlu baskı sistemlerinde katman kalınlığı genellikle 16-32 mikrometre aralığında olmaktadır [113]. Simüle rezin dişler, özellikle doğal dentine kıyasla farklı malzeme özelliklerine sahip olmaları nedeniyle bazı sınırlamalar taşımaktadır. Bu modellerin sertlik ve radyoopasite değerleri, doğal dişlerle tam olarak örtüşmemektedir [110]. Dentin mikrosertliği 40-72 Knoop birimi arasında değişirken [114], kullanılan malzeme ve baskı teknolojisine bağlı olmakla birlikte, rezin modellerin sertlik değerleri genellikle bu aralığın altında kalmaktadır [111]. Bu nedenle, bu modeller yalnızca kök kanal şekillendirmesinin değerlendirilmesi amacıyla uygun olup; kanal içi temizlik, dentin yüzeyi, sertliği, yapısı veya bileşimi gibi faktörlerdeki değişikliklerin araştırılması açısından uygun değildir [109].

Son yıllarda, Choi ve ark. [115] tarafından geliştirilen bir modelde, simüle kök kanallarının içine doğal dentinden elde edilen bir segment yerleştirilerek, kök kanal hazırlığının dentin dokusu üzerindeki etkileri incelenebilmiştir. Bu hibrit model, konvansiyonel üç boyutlu simüle kanallı diş modellerine kıyasla hem biyolojik hem de mikromorfolojik değerlendirmelere olanak tanınması açısından önemli bir yenilik sunmaktadır.

Üç boyutlu simüle kanallı rezin dişler temel avantajları arasında, kök kanal şekli ve boyutlarının yüksek düzeyde standardize edilebilmesi, aynı anatomik özelliklere sahip çok sayıda örneğin üretilebilmesi ve nadir ya da kompleks kanal morfolojilerinin (örneğin C şekilli kanallar, birden fazla eğime sahip kökler) gerçeğe yakın biçimde modellenenebilmesi de yer almaktadır [77]. Üç boyutlu rezin dişlerde çalışma boyu, kanal eğriliği ve kanal morfolojisinin neredeyse birebir aynı şekilde üretilebilmesi, örnekler arası yüksek düzeyde tutarlılık sağlamaktadır. Bu durum, deneysel çalışmalar sırasında ortaya çıkabilecek değişkenliği azaltarak metodolojik hataların önemli ölçüde ortadan kaldırılmasına katkı sağlamaktadır [78].

Bu çalışmada, üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş simüle kanallı rezin diş modellerinin tercih edilmesinin temel nedeni; standardize ve tekrarlanabilir örnekler üzerinden objektif değerlendirmeler yapma olanağı sağlamasıdır. Gerçek dişlerde sıkça karşılaşılan anatomik farklılıklar, sonuçların karşılaştırılabilirliğini güçleştirirken, bu modeller aracılığıyla her örnek aynı kanal morfolojisine sahip olacak şekilde üretilebilmekte ve değişkenlik en aza indirilebilmektedir. Ayrıca, çekilmiş dişlerin kullanımında karşılaşılan etik onay gerekliliği, enfeksiyon riski ve örnek teminindeki zorluklar gibi dezavantajların önüne geçilmesi hedeflenmiştir.

Ni-Ti eğelerin şekillendirme etkinliğini değerlendirmek amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar arasında mikro-BT, kök kanal şekillendirmesini analiz etmek için en yaygın kullanılan ve referans kabul edilen tekniktir. Tekrarlanabilirliği, invaziv olmaması ve yüksek hassasiyet sunması bu yöntemin başlıca avantajları arasındadır [86]. Ancak en önemli dezavantajları, klinik kullanıma uygun olmaması ve yalnızca laboratuvar ortamında kullanılabilmesi [116,117],yüksek maliyeti [118] ve görüntüleme süresinin uzun olmasıdır [117]. KIBT'nin, mikro-BT'nin daha uzun tarama süresi, karmaşık donanım gereksinimi gibi bazı dezavantajlarının önüne geçebildiği belirtilmektedir. Bu radyolojik inceleme, şekillendirme öncesi ve sonrası kök kanalının sagittal, aksiyal ve koronal kesitlerden çeşitli

görüntülerinin elde edilmesine de olanak tanır [87]. KIBT'nin, ana kök kanal morfolojisinin değerlendirilmesinde mikro-BT ile %85,2 oranında uyum gösterdiği ve bu yönüyle morfolojik analizler için uygun bir yöntem olduğu bildirilmiştir; ancak lateral kanallar ve apikal deltalar gibi mikro-anatomik yapıların tespitinde duyarlılığı düşük bulunmuştur [119]. Çalışmamızda kullanılan dişler tek köklü ve tek kanallı dişler olduğundan KIBT'nin ana kanal morfolojisini doğru biçimde analiz etme konusundaki yeterliliği, ayrıca teknik hassasiyetin mikro-BT'ye göre daha az olması bu görüntüleme yönteminin tercih edilmesinde etkili olmuştur.

Çalışmamızda rotasyon ve resiprokasyon hareketleri ile çalışan farklı eğe sistemlerinin kök kanal şekillendirme etkinliği ile birlikte kullanılan eğe sistemlerinin kök kanalının apikalinden taşıdığı debris miktarları da değerlendirilmiştir. Günümüzde kök kanal tedavisinin temelini oluşturan kemomekanik şekillendirme, yalnızca kök kanalının şekillendirilmesini değil, aynı zamanda irrigasyon solüsyonlarının kullanımı yoluyla kanal sisteminin etkili biçimde temizlenmesini ve dezenfekte edilmesini içerir. Kemomekanik şekillendirme için farklı teknikler ve yaklaşımlar geliştirilmiş olsa da tüm şekillendirme ve irrigasyon yaklaşımlarında dentin artıkları ve yıkama solüsyonlarının periradiküler dokulara taşması yaygın olarak gözlemlenen bir durumdur. Kök kanal tedavileri sırasında apikal ekstrüzyonla ilişkili en önemli komplikasyonlardan biri, seanslar arası alevlenmeler ve hem hasta hem de hekim açısından istenmeyen bir durum olan postoperatif ağrıdır [101]. Hiçbir eğe sistemi bu durumu tamamen ortadan kaldırmasa da kök kanalının apikalinden debris taşmasını azaltmaya yönelik teknikler geliştirilmektedir. Bu nedenle, birçok çalışma bu durumu farklı bakış açılarıyla ele almıştır. Literatürde apikal debris ekstrüzyonu miktarı, kullanılan eğelerin kinematiği, sayısı, koniklik oranı, kesit şekli ve kesme etkinliği gibi birçok faktör ile ilişkilendirilmiştir [120].

Apikal debris ekstrüzyonu ile ilgili araştırmalar, canlı dokularda doğrudan gözlenme imkanının olmaması nedeniyle genellikle in vitro olarak gerçekleştirilmektedir. Laboratuvar ortamında gerekli koşullar sağlanmaya çalışılsa da ağız içinde doğal bir bariyer görevi gören periodontal ligament ve alveoler kemik gibi yapıların laboratuvar ortamında taklit edilememesi, bu ve benzeri çalışmaların sınırlılıklarından biridir. Bazı araştırmacılar, bu dezavantajı aşmak amacıyla periapikal dokuların geri basıncını simüle etmek için çiçek süngeri kullanımını önermiştir [121], ancak bu tasarımın debrisin ve yıkama solüsyonlarının absorpsiyonu gibi bazı olumsuz yönleri olduğu belirtilmiştir. Başka bir çalışmada ise

periapikal dokulara benzer yoğunluğa sahip olması nedeniyle %1,5 oranında agar jeli kullanılmıştır. Ancak yazarlar, agar jelinin kalınlığı için kesin bir değer in öngörüleemeyeceğini ve tam olarak anatomik koşullarla birebir olmadığı belirtmektedir [103]. Bu yöntemlerin güvenilirliği tartışmalı olarak değerlendirildiği için çalışmamızda birçok çalışmada [78,122,123] olduğu gibi periapikal bölgeyi taklit eden herhangi bir bariyer kullanılmamıştır.

Apikal debris ekstrüzyonu ile ilgili çalışmalarda çoğunlukla çekilmiş dişler kullanılmaktadır. Ancak dentin dokusunun mikrosertlik değerlerindeki farklılıkların, kök kanal şekillendirme sırasında ortaya çıkan debris miktarını etkileyebileceği öne sürülmüştür [100]. Buna ek olarak, kök gelişiminin tamamlanmaması, uzun süreli periapikal lezyonlara bağlı rezorptif değişiklikler ya da bazı iyatrojenik faktörler, apikal daralmanın yapısında bozulmalara yol açabilmektedir. Bu tür anatomik veya yapısal değişiklikler, kök kanal tedavisi sırasında apikal bölgeden debris taşkınlığı riskini artırabilir. Tınaz ve ark. [124], çalışmalarında apikal çapın artmasının, taşan debris miktarında artışa neden olabileceğini vurgulamıştır. Öte yandan, bazı araştırmacılar ise apikal çap ile debris ekstrüzyonu arasında anlamlı bir ilişki bulamamışlardır [125,126]. Bu sebeplerle, çalışmamızda doğal dentin dokusunun mikrosertlik özelliklerine tam olarak sahip olmasa da diş tipi, kanal eğriliği ve apikal çap gibi değişkenlerin standardizasyonundaki güçlükler göz önüne alınarak, bu değişkenlerin etkisini elimine etmek amacıyla üç boyutlu rezin diş modelleri kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalar, kök kanal şekillendirmesinin apikal foramenin 1 mm gerisinde sonlandırılmasının, foramen seviyesinde ya da foramenin ötesine uzanan şekillendirmelere kıyasla daha az debris taşmasına neden olduğunu göstermektedir [11,127]. Bu nedenle çalışmamızda her bir diş için çalışma boyu apikal foramenin 1mm gerisinde olacak şekilde belirlenmiştir.

Kök kanallarının apikalinden ekstrüze olan debris miktarını kantitatif olarak ölçmek amacıyla geliştirilmiş yöntemler arasında, en yaygın kullanılanlardan biri Myers ve Montgomery [98] tarafından tanıtılan sistemdir. Pratikliği, uygulanabilirliğinin yüksek olması ve hassas mikroteraziler aracılığıyla çok küçük miktarların dahi hesaplanabilmesine olanak tanınması, bu yöntemin başlıca avantajları arasında yer almaktadır [101]. Bu yöntem, çalışmamızda bazı yönleriyle modifiye edilerek uygulandı. Bu çalışmada, apikal debris miktarının ağırlığını değerlendirilmek için kullanılan hassas terazinin tartımını etkilememesi

amacıyla, cam şişeler yerine daha hafif olan Eppendorf tüpleri tercih edilmiştir. Fairbourn ve ark. [99] tarafından önerildiği şekilde, deney düzeneğinde lastik örtü kullanılarak kullanılan alet ya da teknikten kaynaklanabilecek olası önyargıların önüne geçilmiştir. Ayrıca sodyum hipoklorit kullanıldığında kristalleşme gözlenebilmesinden [128] dolayı yapılan ölçümleri etkilemesini önlemek için yıkama solüsyonu olarak distile su kullanıldı.

Çalışmamızda test edilen tüm ege sistemleri benzer çalışmalarda olduğu gibi, hareket kinematiğinden bağımsız olarak farklı miktarlarda apikal debris ekstrüzyonuna neden olmuştur [78,129,130]. İstatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Bu bulgu, literatürde resiprokasyon ve rotasyon hareketleri ile çalışan Ni-Ti ege sistemlerini apikal debris ekstrüzyonu açısından karşılaştıran önceki çalışmalarla kısmen örtüşmekte, kısmen de farklılık göstermektedir.

Costa ve ark.[131], geniş apikal çapa sahip eğeler ile taşan debris miktarını değerlendirdiği çalışmalarında, rotasyon hareketi ile çalışan ProTaper Next ege sisteminin, Resiproc ege sistemine göre anlamlı olarak daha fazla debris taşmasına neden olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da geniş apikal çaplı eğeler kullanılmasına rağmen taşan debris miktarı gruplar arasında benzerdir. Bu durumun, her ne kadar kullanılan sistemlerin kinematikleri benzer olsa da eğelere uygulanan farklı ısı işlemlerin kesicilik, esneklik ve dentin kaldırma kapasitesi gibi mekanik özelliklerde belirgin farklar oluşturmaya bağlı olabileceği düşünülmektedir.

De deus ve ark. [123], ProTaper, WaveOne, Reciproc ve el egesiyle taşan debris miktarını karşılaştırdıkları çalışmalarında rotasyonel hareketle çalışan ProTaper sisteminin, resiprokal hareket ile çalışan ege sistemlerine göre daha fazla miktarda debris taşırdığını belirtmiştir. Buna karşın, Caviedes-Bucheli ve ark. [132]'nin çalışmasında, resiprokal ege sistemlerinin rotasyon ile çalışan ege sistemlerine kıyasla daha fazla debris ekstrüzyonuna neden olduğu bildirilmiştir. Ancak bu derlemede, sıklıkla değerlendirilen ege sistemleri genellikle WaveOne ve ProTaper Universal gibi önceki jenerasyon ege sistemleridir. Oysa bu çalışmada kullanılan WaveOne Gold, ProTaper Gold ve ProTaper Ultimate, önceki versiyonlara göre daha esnek yapılar, optimize edilmiş kesit geometrileri ve geliştirilmiş metallurjik özellikler ile tasarlanmıştır. Bu tasarım farklılıkları, eğelerin daha az debris ekstrüzyonuna neden olması ile ilişkilendirilebilir. Bir başka in vitro çalışmada, K-tipi el

eğesi, rotasyon hareketi ile çalışan ProTaper Next ve resiprokasyon ile çalışan WaveOne eğe sistemleri kullanılarak yapılan kök kanal preparasyonunun apikal debris ekstrüzyonu üzerindeki etkileri karşılaştırılmıştır ve WaveOne eğe sisteminin anlamlı derecede daha az miktarda debris taşıdığı görülmüştür [133]. Benzer şekilde Üstün ve ark. [134], ProTaper, Twisted File ve WaveOne eğe sistemlerini karşılaştırdığı çalışmalarında, WaveOne eğe sisteminin anlamlı düzeyde daha az apikal debris ekstrüzyonuna neden olduğunu ortaya koymuştur.

ProTaper Ultimate ve ProTaper Gold eğe sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, ProTaper Ultimate eğe sisteminin istatistiksel olarak anlamlı biçimde daha az debris ekstrüzyonuna neden olduğu belirtilmiştir [135]. Bu çalışmada, araştırmamızda kullanılan üç boyutlu baskı yöntemiyle hazırlanmış rezin dişlerin aksine, doğal insan dişleri tercih edilmiş ve özellikle mandibular molarların eğimli distal kökleri seçilmiştir. Bu durum, kanal morfolojisi ve doku özellikleri bakımından belirgin yapısal farklılıklara yol açmakta olup, elde edilen bulgular üzerinde doğrudan etkili olmuş olabilir.

Da Silva ve ark. [136], ProTaper Universal, TruShape ve Reciproc Blue eğe sistemlerinin taşıdığı debris miktarlarını mikro-BT ile kantitatif olarak değerlendirmiş, debris hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Bununla birlikte, üç boyutlu yazıcılarla hazırlanmış rezin dişler kullanılarak yapılan bir çalışmada, beş farklı Ni-Ti eğe sistemi apikal debris ekstrüzyonu açısından karşılaştırılmış; ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [78]. Yine benzer şekilde, çekilmiş mandibular kesici dişlerde yapılan bir çalışmada WaveOne Gold ve ProTaper Gold eğe sistemlerinin apikal debris ekstrüzyonu açısından benzer performans gösterdiği, gruplar arasında anlamlı fark saptanmadığı bildirilmiştir [137]. Farklı kinematiklerle çalışan eğe sistemlerinin apikal debris ekstrüzyonu açısından değerlendirildiği bazı çalışmalarda [128,138,139] eğe sistemleri arasında debris ekstrüzyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir. Çekilmiş dişler üzerinde yapılan bir diğer çalışmada ise ProTaper Ultimate eğe sistemi, ProTaper Universal ve resiprokal hareketle çalışan R-Motion eğe sistemleriyle karşılaştırılmış ve apikal debris ekstrüzyonu açısından bu sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır [140]. Yapılan bir tez çalışmasında, One Recipro, Revo-s Plus, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate eğe sistemlerinin preparasyon sırasında apikalden taşan debris miktarları karşılaştırılmış,

çalışmamıza benzer olarak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır [141].

Literatürde yer alan bazı çalışmalar ve çalışmamız arasında gözlemlenen bulgular arasındaki farklılıkların, büyük ölçüde kullanılan ege sistemlerinin tasarimsal özellikleri, irrigasyon protokollerinin içeriği (kullanılan solüsyon türü, irrigasyon hacmi vb.) ile birlikte çalışmalarda kullanılan diş tiplerinin (çekilmiş diş veya rezin dişler) farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu tür metodolojik farklılıklar, apikal debris ekstrüzyonu gibi nicel parametreler üzerinde doğrudan etkili olabilmektedir. Bu durum, apikal debris ekstrüzyonu üzerine yapılacak çalışmaların standardizasyonunun önemini bir kez daha ortaya koymaktadır. Bunlara ek olarak, ilgili çalışmalarda apikalden taşan debris miktarı geniş bir aralıkta değişmektedir (0.03 g ile 2.35 g arasında) ve bu durum da verilerin geçerliliğini tartışmalı hale getirmektedir. Veri miktarının fazlalığına rağmen, halen klinik olarak kabul edilebilir bir ekstrüzyon sınırı tanımlanmamıştır. Dolayısıyla bu tür araştırmaların klinik pratikteki karşılığı henüz netleşmemiştir [142]. Her ne kadar in vitro çalışmaların sonuçları doğrudan klinik ortama yansıtılamasa da deneysel aşamaların titizlikle tasarlanıp standardize edildiği durumlarda bu çalışmalar, klinik araştırmalara yön gösterebilecek bir temel sağlayabilmektedir. Ancak laboratuvar koşullarında elde edilen bulguların klinik gerçekliğe aktarılmasında bazı sınırlamalar söz konusudur. Özellikle biyolojik reaksiyonların bireyler arasında farklılık göstermesi, bu bulguların genellenebilirliğini kısıtlayan önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir [132].

Kök kanal eğelerinin şekillendirme etkinliğinin değerlendirilmesinde, literatürde KIBT görüntüleri üzerinden ölçüm yapmaya olanak sağlayan iki farklı yöntem yer almaktadır. Bazı çalışmalarda, kanal şekillendirme sonrası meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesi amacıyla, işlem öncesi ve sonrası görüntülerin üst üste bindirilerek analiz edildiği süperpozisyon yöntemi kullanılmıştır [90]. Daha sık kullanılan diğer bir yöntem ise, işlem öncesi ve sonrası elde edilen kesitsel görüntüler üzerinden, kök yüzeyi ile kanal duvarı arasındaki mesafelerin farklı yönlerden, apikal, orta ve koronal düzeylerde ölçülmesi ve bu mesafelerdeki değişikliklerin uygun formüllerle hesaplanması esasına dayanmaktadır. Bu çalışmada söz konusu ikinci yöntem kullanılarak, şekillendirme öncesi ve sonrası KIBT görüntüleri değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan eğe sistemlerinin karşılaştırılabilirliğini sağlamak amacıyla, her eğe sisteminde son kullanılan eğeler benzer apikal çaplarda tercih edilmiştir. Bu doğrultuda şekillendirme ProTaper Ultimate eğe sisteminde FXL (50.10), ProTaper Gold eğe sisteminde F4 (40.06) ve WaveOne Gold eğe sisteminde Large (45.05) eğelerine kadar kullanılarak tamamlanmıştır.

Çalışmamızda, kök kanal çapındaki alan değişimi gruplar arası bölgelere göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamakla birlikte, en fazla uzaklaştırılan rezin miktarı ProTaper Gold, ardından WaveOne Gold ve en az ProTaper Ultimate eğe sisteminde gözlemlenmiştir.

Literatürde, WaveOne Gold sisteminin ProTaper Gold'a kıyasla daha az miktarda madde kaldırdığı ve dolayısıyla daha konservatif bir şekillendirme sağladığı bildiren çalışmalar mevcuttur [143-145]. Kim ve ark. [143] tarafından yapılan çalışmada ProTaper Gold eğe sisteminin WaveOne Gold'a göre daha fazla madde uzaklaştırdığı belirtilmiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Her iki eğe sisteminin madde uzaklaştırma kapasitesinin birbirine oldukça yakın olduğu sonucuna varılmıştır. Öte yandan, benzer bir çalışmada [144], eğimli kanallara sahip rezin bloklarda ProTaper Gold'un yalnızca bir bölgede WaveOne Gold'a kıyasla anlamlı düzeyde daha fazla madde kaldırdığı rapor edilmiştir. Bu çalışmalarda kullanılan simüle kanallı rezin blokların farklı eğimlere sahip olması, elde edilen sonuçlar arasındaki farklılıkların olası nedenlerinden biri olarak değerlendirilebilir.

Utwal ve ark. [92] çalışmalarında, ProTaper Universal, ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemlerini preparasyon sonrası kalan dentin kalınlıklarını KIBT kullanarak karşılaştırmıştır. Elde edilen sonuçlar, farklı eğe sistemlerinin dişin çeşitli bölgelerinde farklı oranlarda dentin uzaklaştırdığını göstermiştir. Bu çalışmada, WaveOne Gold eğe sisteminin hem bukkolingual hem de meziodistal yönlerde en az dentin uzaklaştıran sistem olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda KIBT ölçümleri, farklı bir metodoloji kullanılarak yapılmış olsa da WaveOne Gold eğe sistemi ile karşılaştırıldığında ProTaper Gold eğe sisteminin istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha fazla dentin uzaklaştırdığı gözlemlendi. Ribeiro ve ark. [57], Trunatomy, WaveOne Gold ve ProTaper Ultimate eğe sistemlerini diş dokusunun korunması açısından karşılaştırmış ve Trunatomy ve ProTaper Ultimate

sisteminin WaveOne Gold'a göre daha az doku kaybına yol açarak dişin doğal yapısını daha iyi koruduğunu belirtmişlerdir.

Sharawy ve ark.'nın [146] çalışmasında, ProTaper Ultimate eğe sisteminin özellikle koronal bölgede daha az dentin uzaklaştırarak daha konservatif bir preparasyon sağladığı; buna karşın, ProTaper Gold sisteminin orta ve koronal bölgelerde daha fazla dentin uzaklaştırdığı, ancak apikal bölgede ProTaper Ultimate sisteminin daha fazla dentin uzaklaştırdığı tespit edilmiştir. Çalışmada S-şekilli rezin blokların kullanılması ve ölçüm yöntemlerindeki farklılıklar, elde edilen sonuçların bizim çalışmamızla farklılık göstermesine neden olmuş olabilir.

Singh ve ark. [147], WaveOne Gold ve 2Shape eğe sistemlerini dentin uzaklaştırma miktarı, kanal transportasyonu ve merkezleme yeteneği açısından KIBT kullanarak değerlendirdikleri çalışmalarında, her iki sistemin farklı seviyelerde uzaklaştırdığı dentin miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını öne sürmüştür. Reciproc Blue, WaveOne Gold ve ProTaper Gold eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliğinin değerlendirildiği bir başka çalışmada benzer olarak Protaper Gold ve WaveOne Gold arasında şekillendirme etkinliği açısından farklılık olmadığı, iki eğe sisteminin de benzer miktarlarda madde kaldırdığı ifade edilmiştir [88]. Bu araştırmaların bulguları, çalışmamızda elde edilen bulgularla paralellik göstermektedir.

Her bir grubun kendi içinde alan farkları karşılaştırıldığında, tüm gruplarda apikal, orta ve koronal bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Değerler apikalden koronale doğru kademeli olarak artış göstermiştir. Bu da tüm gruplardaki eğelerin, kök kanal şekillendirme aşamasında istenen apikalden koronale doğru genişleyen konik formu sağladığını göstermektedir.

Kanal transportasyonu, kanal şekillendirme sırasında eğelerin orijinal doğrusal şekline dönme eğilimi nedeniyle, özellikle kanalın apikal yarısındaki dış duvarlarından dentin yapısının istenmeyen şekilde uzaklaştırılmasıdır. Bu durum, ledge (sırt) oluşumu, kanalın orijinal formundan sapma ve perforasyon gibi komplikasyonlara neden olabilir [72]. Merkezde kalma yeteneği ise, eğelerin kök kanal sistemi içinde simetrik bir genişletme sağlayarak, aşırı dentin kaybını ve yapısal zayıflamayı önleme yeteneği olarak tanımlanabilir [148]. Kanal preparasyonu sırasında kullanılan eğe sistemlerinin transportasyon miktarı ve

merkezde kalma yeteneğinin kantitatif olarak değerlendirilmesi, yalnızca genel şekillendirme kalitesini belirlemekle kalmaz, aynı zamanda klinikte vaka özelliklerine göre sistem seçimi yapılabilmesi açısından da yol gösterici niteliktedir.

Peters [1], kök kanal transportasyonunun genellikle 0,01 ile 0,15 mm arasında gerçekleştiğini ve bu değerlerin genel olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu bildirmiştir. Öte yandan, Wu ve ark. [149], 0,3 mm'yi aşan transportasyon miktarlarının apikal sızdırmazlığı bozabileceğini ve endodontik tedavinin uzun dönem başarısını olumsuz etkileyebileceğini belirtmiştir. Mevcut çalışmada, tüm gruplarda apikal, orta ve koronal düzeylerdeki meziodistal ve bukkolingual transportasyon değerlerinin mutlak büyüklükleri değerlendirildiğinde, elde edilen değerler 0,3 mm'nin altında kalmış ve kullanılan eğe sistemlerinin kanal şekillendirme sırasında kök kanal duvarlarını koruma açısından klinik olarak güvenli kabul edilebileceğini göstermiştir.

Apikal bölgede meziodistal yönde transportasyon açısından ProTaper Ultimate grubu ile WaveOne Gold grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. ProTaper Ultimate, apikal bölgede distal yönde transportasyon gösterirken, WaveOne Gold grubunda mezial yönde transportasyon gözlemlendi. En yüksek transportasyon değeri ProTaper Gold grubunda koronal bölgede gözlenmiş olup mezial yönde transportasyon gösterdi. Yalnızca apikal bölgede ProTaper Ultimate ve ProTaper Gold, orta bölgede ise WaveOne Gold eğe sistemi distal yönde transportasyon gösterdi. Diğer tüm bölgelerde mezial yönde transportasyon gözlemlendi. Bukkolingual yönde transportasyon değerleri için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. Shi ve ark. [61], WaveOne Gold ve ProTaper Gold eğe sistemlerini transportasyon miktarı ve yönü açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında simüle edilmiş S-şekilli kanallarda toplam uzaklaştırılan madde miktarının ProTaper Gold grubunda daha yüksek olduğunu ve ProTaper Gold sisteminin koronal bölgede daha az transportasyona neden olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda ise en yüksek mezial transportasyon değeri koronal bölgede ProTaper Ultimate grubunda gözlemlendi. Farklı sonuçlar bulunmasının nedeninin, kullanılan örneklerin kanal morfolojisi ve ölçüm yöntemlerindeki farklılıklardan dolayı olduğu düşünülmektedir.

Orel ve ark. [88] tarafından yapılan çalışmada, ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin şekillendirme sonrası transportasyon değerleri incelenmiş; her iki eğe sisteminin de transportasyon değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu bildirilmiştir.

Meziodistal transportasyon değerleri incelendiğinde ölçülen seviyelerden yalnızca 6 mm seviyesinde bu iki eğe sistemi arasında ProTaper Gold eğe sisteminin daha az transportasyona yol açtığı gözlenmiştir. Bukkolingual transportasyon değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Morales ve ark. [150], farklı hareket kinematiklerine sahip WaveOne Gold Reciproc Blue, TRUShape, XP-endo Shaper, iRace ve TruNatomy eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliğini çekilmiş molar dişlerin mezial kanalları üzerinde karşılaştırdığı çalışmalarında eğelerin apikal bölgede benzer miktarda transportasyona neden olduğunu ifade etmişlerdir. Mamede-Neto ve ark. [151] tarafından yapılan çalışmada da ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin eğimli kök kanallarında güvenli bir şekilde kullanılabileceği ve kanal anatomisini büyük ölçüde koruduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, söz konusu çalışmada özellikle bukkolingual yönde bazı kesit düzeylerinde WaveOne Gold'un ProTaper Gold'a kıyasla daha az transportasyon oluşturduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmalarda çekilmiş mandibular molarların meziobukkal kanalları kullanılarak eğelerin şekillendirme etkinliği değerlendirilmiştir. Bu kanalların, çalışmamızda kullanılan rezin, tek köklü ve tek kanallı dişlerden farklı olarak genellikle daha dar ve yüksek eğime sahip olmasının farklı sonuçlara neden olabileceği düşünülmektedir.

Costa ve ark. [131], apikal genişletme çapının 0.40 mm ve üzeri olduğu durumlarda, yalnızca eğimli değil, düz ve geniş morfolojiye sahip kanallarda da apikal transportasyon riskinin arttığını bildirmiştir. Bu bağlamda, çalışmamızda kullanılan geniş ve eğimi nispeten düşük olan kök kanallarında da test edilen tüm sistemlerde farklı düzeylerde apikal transportasyon meydana gelmesi olasıdır.

Çalışmamızda meziodistal ve bukkolingual yönde merkezde kalma oranları da değerlendirildi. Meziodistal olarak merkezde kalma değerlerine göre ProTaper Ultimate grubu ve WaveOne Gold arasında apikal bölgede anlamlı fark olduğu görüldü. WaveOne Gold grubunun merkezde kalma değeri daha yüksek bulundu. Ancak merkezde kalma oranı açısından ideal değerin 1 olduğu göz önüne alındığında, bu değerin 1'den uzak olması nedeniyle WaveOne Gold eğe sisteminin kanalın merkezde kalma oranının ProTaper Ultimate eğe sistemine göre daha düşük olduğu görülmektedir. Bukkolingual yönde merkezde kalma açısından gruplar arasında anlamlı fark yoktu.

Orel ve ark. [88], çalışmalarında ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin transportasyon miktarlarının yanı sıra merkezde kalma oranlarını da karşılaştırmış ve ProTaper Gold'un yalnızca 9 mm seviyesinde daha iyi merkezde kaldığını rapor etmiştir. Bu çalışmanın bulguları, çalışmamızın sonuçlarıyla genel olarak uyumlu olup, her iki eğe sisteminin de kanal şekillendirmede benzer başarı sağladığını ve güvenle kullanılabileceğini desteklemektedir. Farklı bulgular kanal genişletme boyutunun aynı olmaması ve kullanılan dişlerin uzunluğunun ve alınan kesitlerin seviyelerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Yu ve ark. [78] tarafından yapılan farklı bir çalışmada, çalışmamızla uyumlu olarak ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemleri arasında apikal düzeyde transportasyon ve merkezde kalma açısından istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilememiştir. Bu çalışmada 5 ve 7 mm de alınan kesitlerde, ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemleri arasında transportasyon ve merkezde kalma açısından çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir. Bu durum, ölçüm düzeylerinin tam olarak örtüşmemesi ve farklı görüntüleme ve ölçüm yöntemlerinin kullanılmasından kaynaklı olabilir.

Jain ve ark. [152], yaptıkları çalışmada WaveOne ve ProTaper eğe sistemlerini; kanal transportasyonu, merkezde kalma ve preparasyon sonrası kalan dentin kalınlığı açısından KIBT ile karşılaştırmış ve WaveOne sisteminin, ProTaper'a kıyasla orijinal kanal anatomisine daha iyi uyum sağladığını bildirmiştir. Çalışmamızda kullanılan ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemleri ise, önceki versiyonlarından farklı olarak "gold" ısıtma işlemi ile üretilmiştir. Bu ısıtma işlemi, her iki sistemin de mekanik özelliklerini geliştirerek performanslarının benzer olmasına neden olmuş olabilir.

Son yıllarda geliştirilen Ni-Ti döner eğe sistemleri arasında yer alan ProTaper Ultimate ve ProTaper Gold, farklı ısıtma işlemleri ve tasarimsal özellikler barındırmaktadır. Martins ve ark. [55] tarafından yapılan bir in vitro çalışmada, bu iki eğe sisteminin mekanik ve metalürjik özellikleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, ProTaper Ultimate eğe sistemine ait eğeler, ProTaper Gold'a kıyasla daha yüksek esneklik göstermiştir. Bu durum, özellikle eğimli kanallarda şekillendirme sırasında kanalın orijinal anatomisini koruma açısından avantaj sağlamaktadır. Öte yandan, ProTaper Ultimate eğeleri daha düşük torsiyonel direnç göstermiştir; bu da dikkatli kullanım gereksinimini artırmaktadır. Ayrıca ProTaper Ultimate eğe sisteminin kesici kenar sayısının fazla olması ve heliks açısının düşük olması, kanal duvarları boyunca daha stabil bir şekillendirme sağlayabileceğini düşündürmektedir.

Bununla birlikte, ProTaper Ultimate sistemi kanal hacmindeki artışın daha sınırlı olması ve şekillendirilmemiş alanların daha az görülmesi açısından, kendinden önceki eğe sistemlerinden olan ProTaper Next'e göre de üstün bulunmuştur. Bu üstünlüğün, ProTaper Ultimate eğelerinin geliştirilmiş esnekliği, taper tasarımı ve metalurjik özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir [153].

Sharawy ve El Shater [146] çalışmalarında, ProTaper Gold ve ProTaper Ultimate eğe sistemlerinin S-şekilli simüle kanallardaki şekillendirme etkinliğini karşılaştırmış; ProTaper Ultimate eğe sisteminin 4 mm düzeyinde daha iyi merkezde kaldığını, buna karşın 3 mm seviyesinde daha fazla apikal sapma gösterdiğini bildirmiştir. Çalışmamızda da benzer şekilde, istatistiksel olarak anlamlı fark olmaksızın apikal bölgede ProTaper Ultimate eğe sisteminin ProTaper Gold'a kıyasla daha fazla sapma eğilimi gösterdiği gözlemlenmiştir.

Koniklik oranı ve hareket kinematikleri farklı olan 2Shape ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada, apikal bölgede uzaklaştırılan dentin miktarı, apikal transportasyon ve merkezleme oranı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir [147]. Benzer şekilde, el eğesi, rotasyonel ve resiprokal eğe sistemlerinin preparasyon sonrası transportasyon miktarı ve merkezde kalma yeteneğinin değerlendirildiği başka bir çalışmada da bu değerlerin oldukça benzer ve klinik açıdan anlamlı olmadığı belirtilmiştir [154]. Bu bulgular çalışmamızın bulguları ile benzerdir.

Agarwal ve ark. [91], WaveOne ve ProTaper eğe sistemlerinin transportasyon miktarını ve merkezde kalma yeteneğini KIBT ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, 3mm ve 6mm seviyelerinde transportasyon değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını ancak 9 mm seviyesinde ProTaper eğe sisteminin daha fazla transportasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu durum, ProTaper sistemlerinin karakteristik olarak daha yüksek taper ve agresif kesme etkinliğine bağlanmaktadır. Benzer şekilde, bu çalışmada kullanılan ProTaper Gold sisteminde de koronal bölgede gözlemlenen transportasyon değerinin fazla olması söz konusu tasarım özelliklerinin ısı ile işlenmiş modern versiyonlarda da etkili olmaya devam ettiğini göstermektedir.

Sekiya ve ark. [155], eğimli kök kanallarına sahip rezin bloklarda ProTaper Ultimate, ProTaper Gold ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin şekillendirme etkinliğini karşılaştırdığı

alışmalarında, ProTaper Ultimate eğe sisteminin özellikle orta ve koronal seviyelerde eğri kanallarda iç ve dış duvarlardan neredeyse eşit madde kaldırımı sağladığı ve bu nedenle kanal eksenine en yakın şekillendirme oranına sahip olduğu bulunmuştur. Ancak çalışmalarında, tüm gruplarda kök kanalının çapı #25 olacak şekilde şekillendirme tamamlanmıştır. Çalışmamızda gruplara göre şekillendirme için en son kullanılan eğelerin uç apı ProTaper Ultimate için #50, ProTaper Gold için #40 ve WaveOne Gold için #45 olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada son kullanılan eğelerin uç çaplarının farklı olması ve eğimli kök kanallarının kullanılması, sonuçların farklılık göstermesine neden olmuş olabilir.





6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda kullanılan her nikel-titanyum döner eğe sistemi farklı kinematiklere, metalürjik özelliklere ve tasarıma sahip olmasına rağmen apikalden debris taşmasına neden oldu. Farklı ege sistemleri apikalden debris taşması açısından anlamlı fark göstermedi.

Apikal debris ekstrüzyonu ile ilgi bulguların klinik sonuçlara etkisi halen netlik kazanmamış olup, postoperatif ağrı, tedavi başarısı ve iyileşme süreci üzerindeki olası yansımalarının klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Şekillendirme öncesi ve sonrası alan farkları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktu. Çalışmamızın sınırları dahilinde, kullanılan eğelerin benzer şekillendirme etkinliğine sahip olduğu ve prosedürel hatalar açısından güvenilir olduğu düşünülmektedir.

Tüm ege sistemleri kabul edilebilir düzeyde transportasyona neden oldu. ProTaper Ultimate grubu apikal üçlüde distal yönde transportasyon gösterirken, WaveOne Gold grubu ise mezial yönde transportasyon gösterdi. Transportasyon mutlak değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu.

Çalışmamızda kullanılan ege sistemleri merkezde kalma yeteneği açısından benzer oranlara sahipti.

Klinik olarak şekillendirme başarısının yalnızca ege sisteminin kendisine değil; kanal morfolojisi, apikal çap, irrigasyon protokolü ve operatör faktörlerine bağlı olarak değişebileceği unutulmamalıdır. Bu nedenle kullanılacak ege sistemleri vakaya özgü özelliklere göre seçilmelidir.



KAYNAKLAR

1. Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559–567.
2. Hülsmann, M. and Schäfer, E. (2009). Problems in root canal preparation. Hülsmann M, Schäfer, Edgar (Eds.). *Problems in endodontics: etiology, diagnosis and treatment*. Quintessence Publishing. 209–251.
3. Glickman, G. N. and Koch, K. A. (2000). 21st-century endodontics. *Journal of the American Dental Association*, 131(1), 39-46.
4. Liang, Y. and Yue, L. (2022). Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *International Journal of Oral Science*, 14(1), 12.
5. Hülsmann, M., Peters, O. A. and Dummer, P. M. H. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
6. Alves Vde, O. (2010). Endodontic flare-ups: a prospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(5), 68-72.
7. Silva, E. J., Carapiá, M. F., Lopes, R. M., Belladonna, F. G., Senna, P. M., Souza, E. M. and De-Deus, G. (2016). Comparison of apically extruded debris after large apical preparations by full-sequence rotary and single-file reciprocating systems. *International Endodontic Journal*, 49(7), 700-705.
8. European Society of Endodontology. (2006). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*, 39(12), 921-930.
9. Peters, O. A., Peters, C. I. and Basrani, B. (2020). Cleaning and shaping of the root canal system. Kenneth M, Hargreaves, L. H. B. (Eds.). *Cohen's Pathways of the Pulp*. (12th edition) St. Louis: Mosby Elsevier. 236-303.
10. Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269-296.
11. Martin, H. and Cunningham, W. T. (1982). The effect of endosonic and hand manipulation on the amount of root canal material extruded. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 53(6), 611-613.
12. Siqueira, J. F., Jr., Rôças, I. N., Favieri, A., Machado, A. G., Gahyva, S. M., Oliveira, J. C. and Abad, E. C. (2002). Incidence of postoperative pain after intracanal procedures based on an antimicrobial strategy. *Journal of Endodontics*, 28(6), 457-460.
13. Weine, F. S., Kelly, R. F. and Lio, P. J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics*, 1(8), 255-262.

14. Walia, H. M., Brantley, W. A. and Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346-351.
15. Lin, L. M., Rosenberg, P. A. and Lin, J. (2005). Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *Journal of the American Dental Association*, 136(2), 187-193.
16. Van Der Vyver, P., Vorster, M., Paleker, F. and De Wet, F. (2019). Errors in root canal preparation: a review of the literature and clinical case reports. *South African Dental Journal*, 74(5), 246-254.
17. Jordan, L., Bronnec, F. and Machtou, P. (2021). Endodontic Instruments and Canal Preparation Techniques. *Endodontic Materials in Clinical Practice*. 81-131.
18. Ingle, J. I. (1961). A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 14, 83-91.
19. Gambill, J. M., Alder, M. and Del Rio, C. E. (1996). Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of Endodontics*, 22(7), 369-375.
20. Gavini, G., Santos, M. D., Caldeira, C. L., Machado, M. E. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A. and Candeiro, G. T. M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32(1), e67.
21. Metzger, Z. V. I., Bassarani, B. and Goodis, H. (2011). Instruments, Materials, and Devices. Hargreaves KH, Cohen S, (Eds.) LHB. *Cohen's Pathways of the Pulp*. (10th edition) St.Louis: Mosby Elsevier. 223-282.
22. Buehler, W. J., Gilfrich, J. V. and Wiley, R. C. (1963). Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475-1477.
23. Buehler, W. J. (1969). 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire Journal*, 2, 41-49.
24. Kuhn, G. and Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(10), 716-720.
25. Civjan, S., Huget, E. F. and Desimon, L. B. (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54(1), 89-96.
26. Grande, N. M., Castagnola, R., Minciocchi, I., Marigo, L. and Plotino, G. (2023). A review of the latest developments in rotary NiTi technology and root canal preparation. *Australian Dental Journal*, 68(1), 24-38.
27. Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.

28. Montalvão, D., Alçada, F. S., Braz Fernandes, F. M. and De Vilaverde-Correia, S. (2014). Structural characterisation and mechanical FE analysis of conventional and M-Wire Ni-Ti alloys used in endodontic rotary instruments. *Scientific World Journal*, 2014, 976459.
29. Buehler, W. J. and Wang, F. E. (1968). A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1, 105-120.
30. Wang, F. E., Pickart, S. J. and Alperin, H. A. (1972). Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi-II and TiNi-III Phases. *Journal of Applied Physics*, 43(1), 97-112.
31. Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N. and Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088-1103.
32. Haapasalo, M. and Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
33. Kuzekanani, M. (2018). Nickel-Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 8(5), 386-390.
34. Arias, A. and Peters, O. A. (2022). Present status and future directions: Canal shaping. *International Endodontic Journal*, 55(3), 637-655.
35. Aranguren, J., Oliveros-Porras, F., Ramírez-Muñoz, A., Pérez, I., Salamanca-Ramos, M., Aazzouzi-Raiss, K. and Pérez, A. R. (2024). Comparative Analysis of NiTi Instruments with Different Alloy Treatments. *Materials (Basel)*, 17(19), 4817.
36. Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339-344.
37. Metzger, Z. (2014). The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *Journal of conservative dentistry*, 17(5), 401-419.
38. Schäfer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endodontics and Dental Traumatology*, 13(2), 51-64.
39. Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Staffoli, S., Nm, G., Plotino, G. and Polimeni, A. (2018). Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*, 106(4), 408-413.
40. Payal, H., Choudhary, R. and Sidhu, S. (2008). Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. *Journal of Scientific and Industrial Research*, 67.
41. Alapati, S. B., Brantley, W. A., Iijima, M., Clark, W. A., Kovarik, L., Buie, C., Liu, J. and Ben Johnson, W. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1589-1593.

42. Pereira, E. S., Peixoto, I. F., Viana, A. C., Oliveira, I., Gonzalez, B. M., Buono, V. T. and Bahia, M. G. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469-474.
43. Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M. and Testarelli, L. (2008). 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.
44. Zhou, H. M., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. F. and Haapasalo, M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535-1540.
45. Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M. and Gambarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*, 37(9), 1293-1295.
46. Kishore, A., Gurtu, A., Bansal, R., Singhal, A., Mohan, S. and 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*, 20(3), 161-165.
47. Tabassum, S., Zafar, K. and Umer, F. (2019). Nickel-Titanium Rotary File Systems: What's New? *European Endodontic Journal*, 4(3), 111-117.
48. Pereira, E. S., Viana, A. C., Buono, V. T., Peters, O. A. and Bahia, M. G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*, 41(1), 67-71.
49. Hou, X. M., Yang, Y. J. and Qian, J. (2020). Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files after gold heat treatment and blue heat treatment. *Journal of Oral Science*, 63(1), 8-13.
50. Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L. and Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1451-1453.
51. Ataya, M., Ha, J. H., Kwak, S. W., Abu-Tahun, I. H., El Abed, R. and Kim, H. C. (2018). Mechanical Properties of Orifice Preflaring Nickel-titanium Rotary Instrument Heat Treated Using T-Wire Technology. *Journal of Endodontics*, 44(12), 1867-1871.
52. Staffoli, S., Grande, N. M., Plotino, G., Özyürek, T., Gündoğar, M., Fortunato, L. and Polimeni, A. (2019). Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel-titanium rotary instrument. *Odontology*, 107(3), 301-307.
53. Martins, J. N. R., Silva, E., Marques, D., Pereira, M. R., Arantes-Oliveira, S., Martins, R. F., Braz Fernandes, F. M. and Versiani, M. A. (2021). Evaluation of Design, Metallurgy, Microhardness, and Mechanical Properties of Glide Path Instruments: A Multimethod Approach. *Journal of Endodontics*, 47(12), 1917-1923.

54. Roane, J. B., Sabala, C. L. and Duncanson, M. G., Jr. (1985). The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 11(5), 203-211.
55. Martins, J. N. R., Silva, E., Marques, D., Ajuz, N., Rito Pereira, M., Pereira Da Costa, R., Braz Fernandes, F. M. and Versiani, M. A. (2023). Characterization of the file-specific heat-treated ProTaper Ultimate rotary system. *International Endodontic Journal*, 56(4), 530-542.
56. İnternet: Dentsply Sirona. (2021). ProTaper Ultimate™ Fact file. Web: <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/product-categories/full-solutions/protaper-ultimate-solution/scientific-support-clinical-education/END-scientific-information-ProTaper-Ultimate-FactFile.pdf.coredownload.pdf> Son erişim tarihi: 4 Mayıs 2025.
57. Ribeiro, G., Martin, V., Rodrigues, C. and Gomes, P. (2023). Comparative Evaluation of the Canal Shaping Ability, Pericervical Dentin Preservation, and Smear Layer Removal of TruNatomy, WaveOne Gold, and ProTaper Ultimate-An Ex Vivo Study in Human Teeth. *Journal of Endodontics*, 49(12), 1733-1738.
58. İnternet: Dentsply Sirona. (2021). ProTaper Ultimate™ Solution Guide | EN. Web: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-brand/protaper-ultimate-solution/protaper-ultimate-endodontic-files.html> Son erişim tarihi: 4 Mayıs 2025.
59. İnternet: Dentsply Sirona. (2017). ProTaper Gold® ROW Brochure EN. Web: <https://assets.dentsplysirona.com/dentsply/web/Endodontics/global-page-templates-assets/download-pdf%27s/protaper-gold/ProTaper%20Gold%20ROW%20Brochure%20EN.pdf> Son erişim tarihi: 24 Mart 2025.
60. Hieawy, A., Haapasalo, M., Zhou, H., Wang, Z. J. and Shen, Y. (2015). Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1134-1138.
61. Shi, L., Zhou, J., Wan, J. and Yang, Y. (2022). Shaping ability of ProTaper Gold and WaveOne Gold nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Journal of Dental Sciences*, 17(1), 430-437.
62. İnternet: Dentsply Sirona. (2021). ProTaper Gold® Rotary Files. Web: <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/product-categories/full-solutions/protaper-gold-solution/ifu/END-IFU-PROTAPER-GOLD-EN-2021-02.pdf> Son erişim tarihi: 4 Mayıs 2025.
63. Ruddle, C. J. (2016). Single-File Shaping Technique: Achieving a Gold Medal Result. *Dent Today*, 35(1), 98, 100, 102-103.
64. İnternet: Dentsply Sirona. (2021). WaveOne Gold | Solution Guide | EN. Web: <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/endodontics/product-categories/full-solutions/waveone-gold-solution/product-info/END-ROW-Solution-Guide-Card-WRPT-WaveOne-Gold-EN.pdf.coredownload.pdf> Son erişim tarihi: 2 Mart 2025.

65. Song, M., Kim, H. C., Lee, W. and Kim, E. (2011). Analysis of the cause of failure in nonsurgical endodontic treatment by microscopic inspection during endodontic microsurgery. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1516-1519.
66. Ashley, M. and Harris, I. (2001). The assessment of the endodontically treated tooth. *Dental Update*, 28(5), 247-252.
67. Tabassum, S. and Khan, F. R. (2016). Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *The European Journal of Dentistry*, 10(1), 144-147.
68. Yousuf, W., Khan, M. and Mehdi, H. (2015). Endodontic Procedural Errors: Frequency, Type of Error, and the Most Frequently Treated Tooth. *International Journal of Dentistry*, 2015(1), 673914.
69. Rj, F. (2002). Endodontic Mishaps: Their detection, correction and prevention. *Ingle JI, Bakland LK, editors Endodontics 5th ed.*
70. Grossman, L. I. (2014). Procedural errors: prevention and management. B SG, Velayutham. *Grossman's Endodontic Practice - 13th edition.*
71. Lambrianidis, T. (2006). Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endodontic Topics*, 15(1), 56-74.
72. İnternet: American Association of Endodontists. (2020). Glossary of endodontic terms. Web: <https://www.aae.org/specialty/clinical-resources/glossary-endodontic-terms/> Son erişim tarihi: 3 Nisan 2025.
73. Gudapati, S. R., Kalyan. (2022). Endodontic Mishaps: A Scoping Review and Management.
74. Mikrogeorgis, G., Molyvdas, I., Lyroudia, K., Nikolaidis, N. and Pitas, I. (2006). A new methodology for the comparative study of the root canal instrumentation techniques based on digital radiographic image processing and analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(6), 125-131.
75. Elemam, R. F., Azul, A. M., Dias, J., El Sahli, K. and De Toledo Leonardo, R. (2024). In Vitro Research Methods Used to Evaluate Shaping Ability of Rotary Endodontic Files-A Literature Review. *Dentistry journal (Basel)*, 12(10).
76. Zhu, Q., Liu, C., Bai, B., Pei, F., Tang, Y., Song, W., Chen, X. and Gu, Y. (2024). Micro-computed tomographic evaluation of the shaping ability of three nickel-titanium rotary systems in the middle mesial canal of mandibular first molars: an ex vivo study based on 3D printed tooth replicas. *BMC Oral Health*, 24(1), 294.
77. Reymus, M., Fotiadou, C., Kessler, A., Heck, K., Hickel, R. and Diegritz, C. (2019). 3D printed replicas for endodontic education. *International Endodontic Journal*, 52(1), 123-130.

78. Yu, D., Guo, L., Gao, J., Liu, J. and Yang, D. (2023). Evaluation of apical extrusion of debris and centering ability in different nickel-titanium files during curved root canal preparation. *BMC Oral Health*, 23(1), 395.
79. Pertot, W. J., Camps, J. and Damiani, M. G. (1995). Transportation of curved canals prepared with canal master U, canal master U niti, and stainless steel K-type files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79(4), 504-509.
80. Iqbal, M. K., Maggiore, F., Suh, B., Edwards, K. R., Kang, J. and Kim, S. (2003). Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*, 29(9), 587-591.
81. Rödiger, T., Hülsmann, M., Mühge, M. and Schäfers, F. (2002). Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 35(11), 919-928.
82. Bramante, C. M., Berbert, A. and Borges, R. P. (1987). A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *Journal of Endodontics*, 13(5), 243-245.
83. Wu, M. K. and Wesselink, P. R. (1995). Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 79(4), 492-496.
84. Prati, C., Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L. and Marchionni, S. (2004). Appearance of the root canal walls after preparation with NiTi rotary instruments: a comparative SEM investigation. *Clinical Oral Investigations*, 8(2), 102-110.
85. Peters, O. A., Schönenberger, K. and Laib, A. (2001). Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, 34(3), 221-230.
86. Swain, M. V. and Xue, J. (2009). State of the art of Micro-CT applications in dental research. *International Journal of Oral Science*, 1(4), 177-188.
87. Abramovitch, K. and Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 463-484.
88. Orel, L., Velea-Barta, O. A., Nica, L. M., Boscornea-Puşcu, A. S., Horhat, R. M., Talpos-Niculescu, R. M., Sinescu, C., Duma, V. F., Vulcanescu, D. D., Topala, F. and Negrutiu, M. L. (2021). Evaluation of the Shaping Ability of Three Thermally Treated Nickel-Titanium Endodontic Instruments on Standardized 3D-printed Dental Replicas Using Cone-Beam Computed Tomography. *Medicina (Kaunas)*, 57(9).
89. Arıcan Öztürk, B., Atav Ateş, A. and Fişekçioğlu, E. (2020). Cone-Beam Computed Tomographic Analysis of Shaping Ability of XP-endo Shaper and ProTaper Next in Large Root Canals. *Journal of Endodontics*, 46(3), 437-443.
90. Mustafa, M. (2021). Comparative Evaluation of Canal-shaping Abilities of RaceEvo, R-Motion, Reciproc Blue, and ProTaper Gold NiTi Rotary File Systems: A CBCT Study. *The journal of contemporary dental practice*, 22(12), 1406-1412.

91. Agarwal, R. S., Agarwal, J., Jain, P. and Chandra, A. (2015). Comparative Analysis of Canal Centering Ability of Different Single File Systems Using Cone Beam Computed Tomography- An In-Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(5), 06-10.
92. Utwal, S., Bansal, M., Agarwal, A. A., Karmveer, G., Malani, P., Jauhari, R. and Verma, D. (2024). Comparative Evaluation of Remaining Dentin Thickness Using Manual Protapers, Protaper Gold, and Reciprocating Waveone Gold in Single-Rooted Teeth With Cone-Beam Computed Tomography: An In-Vitro Study. *Cureus*, 16(12), 76610.
93. Tanalp, J. and Güngör, T. (2014). Apical extrusion of debris: a literature review of an inherent occurrence during root canal treatment. *International Endodontic Journal*, 47(3), 211-221.
94. Siqueira, J. F., Jr. (2003). Microbial causes of endodontic flare-ups. *International Endodontic Journal*, 36(7), 453-463.
95. Vande Visse, J. E. and Brilliant, J. D. (1975). Effect of irrigation on the production of extruded material at the root apex during instrumentation. *Journal of Endodontics*, 1(7), 243-246.
96. Laslami, K., Khaldoune, S., Sy, A., Drouiri, S. and Benkiran, I. (2023). Apical Extrusion: Is It an Inherent Occurrence During Every Endodontic Treatment? *Cureus*, 15(9), e45211.
97. Djuric, N. P., Vyver, P. J. V. D., Vorster, M. and Vally, Z. I. (2021). Factors influencing apical debris extrusion during endodontic treatment - A review of the literature. *South African Dental Journal*, 76(1), 28-36.
98. Myers, G. L. and Montgomery, S. (1991). A comparison of weights of debris extruded apically by conventional filing and Canal Master techniques. *Journal of Endodontics*, 17(6), 275-279.
99. Fairbourn, D. R., Mcwalter, G. M. and Montgomery, S. (1987). The effect of four preparation techniques on the amount of apically extruded debris. *Journal of Endodontics*, 13(3), 102-108.
100. Tanalp, J., Kaptan, F., Sert, S., Kayahan, B. and Bayırlı, G. (2006). Quantitative evaluation of the amount of apically extruded debris using 3 different rotary instrumentation systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(2), 250-257.
101. Tanalp, J. (2022). A critical analysis of research methods and experimental models to study apical extrusion of debris and irrigants. *International Endodontic Journal*, 55, 153-177.
102. Alves, F. R. F., Paiva, P. L., Marceliano-Alves, M. F., Cabreira, L. J., Lima, K. C., Siqueira, J. F., Jr., Rôças, I. N. and Provenzano, J. C. (2018). Bacteria and Hard Tissue Debris Extrusion and Intracanal Bacterial Reduction Promoted by XP-endo Shaper and Reciproc Instruments. *Journal of Endodontics*, 44(7), 1173-1178.

103. Lu, Y., Wang, R., Zhang, L., Li, H. L., Zheng, Q. H., Zhou, X. D. and Huang, D. M. (2013). Apically extruded debris and irrigant with two Ni-Ti systems and hand files when removing root fillings: a laboratory study. *International Endodontic Journal*, 46(12), 1125-1130.
104. Schäfer, E., Schulz-Bongert, U. and Tulus, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of Endodontics*, 30(6), 432-435.
105. Hasheminia, S. M., Farhad, A., Sheikhi, M., Soltani, P., Hendi, S. S. and Ahmadi, M. (2018). Cone-beam Computed Tomographic Analysis of Canal Transportation and Centering Ability of Single-file Systems. *Journal of Endodontics*, 44(12), 1788-1791.
106. Xu, F., Zhang, Y., Gu, Y., Ping, Y., Zhou, R. and Wang, J. (2021). Shaping ability of four single-file systems in the instrumentation of second mesiobuccal canals of three-dimensional printed maxillary first molars. *Annals of Translational Medicine*, 9(18), 1425.
107. Liu, Y., Chen, M., Tang, W., Liu, C. and Du, M. (2022). Comparison of five single-file systems in the preparation of severely curved root canals: an ex vivo study. *BMC Oral Health*, 22(1), 649.
108. Keskin, C., Demiral, M. and Sarıyılmaz, E. (2018). Comparison of the shaping ability of novel thermally treated reciprocating instruments. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 43(2), e15.
109. Hülsmann, M. (2022). A critical appraisal of research methods and experimental models for studies on root canal preparation. *International Endodontic Journal*, 55(S1), 95-118.
110. Nassri, M. R., Carlik, J., Da Silva, C. R., Okagawa, R. E. and Lin, S. (2008). Critical analysis of artificial teeth for endodontic teaching. *Journal of Applied Oral Science*, 16(1), 43-49.
111. Reymus, M., Stawarczyk, B., Winkler, A., Ludwig, J., Kess, S., Krastl, G. and Krug, R. (2020). A critical evaluation of the material properties and clinical suitability of in-house printed and commercial tooth replicas for endodontic training. *International Endodontic Journal*, 53(10), 1446-1454.
112. Karatekin, A., Keleş, A. and Gençoğlu, N. (2019). Comparison of continuous wave and cold lateral condensation filling techniques in 3D printed simulated C-shape canals instrumented with Reciproc Blue or Hyflex EDM. *PLoS One*, 14(11), 0224793.
113. Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Duarte, M. A., Cavenago, B. C., Jaramillo, D. and Versiani, M. A. (2014). Shaping ability of reciproc and TF adaptive systems in severely curved canals of rapid microCT-based prototyping molar replicas. *Journal of Applied Oral Science*, 22(6), 509-515.
114. Patterson, S. S. (1963). In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 16, 83-103.

115. Choi, M. J., Kim, M. A., Choi, Y., Neelakantan, P., Yu, M. K. and Min, K. S. (2021). A novel three-dimensionally printed model to assess biofilm removal by ultrasonically activated irrigation. *International Endodontic Journal*, 54(10), 1871-1877.
116. Erpaçal B, A. Ö., Cangül S. (2019). The use of micro-computed tomography in dental applications. *International Dental Research*, 9(2):78-91.
117. Hassan, R., Roshdy, N. and Issa, N. (2018). Comparison of canal transportation and centering ability of Xp Shaper, WaveOne and Oneshape: a cone beam computed tomography study of curved root canals. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 31(1), 67-74.
118. Campioni, I., Pecci, R. and Bedini, R. (2020). Ten Years of Micro-CT in Dentistry and Maxillofacial Surgery: A Literature Overview. *Applied Sciences*, 10(12), 4328.
119. Pires, M., Martins, J. N. R., Pereira, M. R., Vasconcelos, I., Costa, R. P. D., Duarte, I. and Ginjeira, A. (2024). Diagnostic value of cone beam computed tomography for root canal morphology assessment – a micro-CT based comparison. *Clinical Oral Investigations*, 28(3), 201.
120. Nevares, G., Xavier, F., Gominho, L., Cavalcanti, F., Cassimiro, M., Romeiro, K., Alvares, P., Queiroz, G., Sobral, A. P., Gerbi, M., Silveira, M. and Albuquerque, D. (2015). Apical Extrusion of Debris Produced during Continuous Rotating and Reciprocating Motion. *Scientific World Journal*, 2015, 267264.
121. Altundasar, E., Nagas, E., Uyanik, O. and Serper, A. (2011). Debris and irrigant extrusion potential of 2 rotary systems and irrigation needles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 112(4), 31-35.
122. Surakanti, J. R., Venkata, R. C., Vemisetty, H. K., Dandolu, R. K., Jaya, N. K. and Thota, S. (2014). Comparative evaluation of apically extruded debris during root canal preparation using ProTaper™, Hyflex™ and Waveone™ rotary systems. *Journal of conservative dentistry*, 17(2), 129-132.
123. De-Deus, G., Neves, A., Silva, E. J., Mendonça, T. A., Lourenço, C., Calixto, C. and Lima, E. J. (2015). Apically extruded dentin debris by reciprocating single-file and multi-file rotary system. *Clinical Oral Investigations*, 19(2), 357-361.
124. Tinaz, A. C., Alacam, T., Uzun, O., Maden, M. and Kayaoglu, G. (2005). The effect of disruption of apical constriction on periapical extrusion. *Journal of Endodontics*, 31(7), 533-535.
125. Mckendry, D. J. (1990). Comparison of balanced forces, endosonic, and step-back filing instrumentation techniques: quantification of extruded apical debris. *Journal of Endodontics*, 16(1), 24-27.
126. Boutsoukis, C., Psimma, Z. and Kastrinakis, E. (2014). The effect of flow rate and agitation technique on irrigant extrusion ex vivo. *International Endodontic Journal*, 47(5), 487-496.

127. Beeson, T. J., Hartwell, G. R., Thornton, J. D. and Gunsolley, J. C. (1998). Comparison of debris extruded apically in straight canals: conventional filing versus profile .04 Taper series 29. *Journal of Endodontics*, 24(1), 18-22.
128. Koçak, S., Koçak, M. M., Sağlam, B. C., Türker, S. A., Sağsen, B. and Er, Ö. (2013). Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems. *Journal of Endodontics*, 39(10), 1278-1280.
129. Abduljalil, M., Andac, G. and Basmaci, F. (2023). Impacts of different Nickel-Titanium rotary and reciprocating root canal preparation systems on the amount of apically extruded debris. *Australian Endodontic Journal*, 49, 308-314.
130. Burad, P. A., Fuladi, K. U., Ramteke, A. D., Akotkar, A. M., Mokhade, V. A. and Bhagat, A. (2024). Quantitative Evaluation of Apically Extruded Debris During Root Canal Instrumentation with Self-Adjusting File, Reciprocating File, and Rotary Files: An In Vitro Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 16(4), 3840-3843.
131. Costa, E. L., Sponchiado-Júnior, E. C., Garcia, L. F. R. and Marques, A. a. F. (2018). Effect of large instrument use on shaping ability and debris extrusion of rotary and reciprocating systems. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(1).
132. Caviedes-Bucheli, J., Castellanos, F., Vasquez, N., Ulate, E. and Munoz, H. R. (2016). The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal*, 49(3), 255-270.
133. Maheswari, D., Mallick, R. R., Shandilya, A., Solanki, H., Panda, S. and Sarangi, P. (2022). Quantitative Evaluation of Apically Extruded Debris during Biomechanical Preparation using Hand K-File, Protaper Next, and Waveone - An In Vitro Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 14(1), 802-807.
134. Üstün, Y., Çanakçı, B. C., Dinçer, A. N., Er, O. and Düzgün, S. (2015). Evaluation of apically extruded debris associated with several Ni-Ti systems. *International Endodontic Journal*, 48(7), 701-704.
135. Alhayki, M. M., Eid, B., Elemam, R. and Elsewify, T. (2025). Evaluation of Apically Extruded Debris During Root Canal Preparation Using ProTaper Ultimate and ProTaper Gold: An Ex Vivo Study. *European Endodontic Journal*, 10(1), 41-46.
136. Da Silva, E., De Moura, S. G., De Lima, C. O., Barbosa, A. F. A., Misael, W. F., Lacerda, M. and Sassone, L. M. (2021). Shaping ability and apical debris extrusion after root canal preparation with rotary or reciprocating instruments: a micro-CT study. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 46(2), 16.
137. Zan, R., Tunç, T., Hubbezoğlu, İ. and Sümer, Z. (2016). Apical extrusion of intracanal biofilm using ProTaper Gold, WaveOne Gold, Twisted File Adaptive, OneShape New Generation and K3XF. *European Endodontic Journal*, 1(1), 1-6.
138. Kirchhoff, A. L., Fariniuk, L. F. and Mello, I. (2015). Apical extrusion of debris in flat-oval root canals after using different instrumentation systems. *Journal of Endodontics*, 41(2), 237-241.

139. Verma, M., Meena, N., Kumari, R. A., Mallandur, S., Vikram, R. and Gowda, V. (2017). Comparison of apical debris extrusion during root canal preparation using instrumentation techniques with two operating principles: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry*, 20(2), 96-99.
140. Ibrahim, H. A., Ali, A. H. and Mannocci, F. (2025). Assessment of Debris Apical Extrusion, Unprepared Surface Areas, and Dentinal Crack Formation after Root Canal Preparation Using ProTaper Next, ProTaper Ultimate, and R-Motion File Systems. *Journal of Endodontics*, 51(2), 200-206.
141. Arslan, H. K. (2024). Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Yeni Eğe Sistemlerinin Apikalden Debris Taşıma Miktarının Değerlendirilmesi (Uzmanlık Tezi). Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Denizli.
142. Hülsmann, M., Rödig, T. and Nordmeyer, S. (2007). Complications during root canal irrigation. *Endodontic Topics*, 16(1), 27-63.
143. Kim, H., Jeon, S. J. and Seo, M. S. (2021). Comparison of the canal transportation of ProTaper GOLD, WaveOne GOLD, and TruNatomy in simulated double-curved canals. *BMC Oral Health*, 21(1), 533.
144. Al-Dhbaan, A. A., Al-Omari, M. A., Mathew, S. T. and Baseer, M. A. (2018). Shaping ability of ProTaper gold and WaveOne gold nickel-titanium rotary file in different canal configurations. *Saudi Endodontic Journal*, 8(3), 202-207.
145. Özyürek, T., Yılmaz, K. and Uslu, G. (2017). Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *Journal of Endodontics*, 43(5), 805-809.
146. Sharawy, W. S., Wael. (2023). Shaping Ability of Protaper Gold and Protaper Ultimate in Simulated Root Canals: A Comparative Study. *Scholars Journal of Dental Sciences*, 10. 12-19.
147. Singh, S., Mirdha, N., Shilpa, P. H., Tiwari, R. V. C., Abdul, M. S. M. and Sainudeen, S. (2019). Shaping Ability of 2Shape and WaveOne Gold Files Using Cone-Beam Computed Tomography. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 9(3), 245-249.
148. Kandaswamy, D., Venkateshbabu, N., Porkodi, I. and Pradeep, G. (2009). Canal-centering ability: An endodontic challenge. *Journal of conservative dentistry*, 12(1), 3-9.
149. Wu, M. K., Fan, B. and 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.
150. Pérez Morales, M. L. N., González Sánchez, J. A., Olivieri, J. G., Elmsmari, F., Salmon, P., Jaramillo, D. E. and Terol, F. D. (2021). Micro-computed Tomographic Assessment and Comparative Study of the Shaping Ability of 6 Nickel-Titanium Files: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics*, 47(5), 812-819.

151. Mamede-Neto, I., Borges Á, H., Alencar, A. H. G., Duarte, M. a. H., Sousa Neto, M. D. and Estrela, C. (2018). Multidimensional Analysis of Curved Root Canal Preparation Using Continuous or Reciprocating Nickel-titanium Instruments. *The Open Dentistry Journal*, 12, 32-45.
152. Jain, A., Asrani, H., Singhal, A. C., Bhatia, T. K., Sharma, V. and Jaiswal, P. (2016). Comparative evaluation of canal transportation, centering ability, and remaining dentin thickness between WaveOne and ProTaper rotary by using cone beam computed tomography: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry*, 19(5), 440-444.
153. Gandhi, P. J., Jobanputra, L. H., Prajapati, M. H. and Aroori, H. (2025). Exploration of uninstrumented areas and volumetric precision of ProTaper Ultimate versus ProTaper Next file systems: A micro-computed tomography study. *Journal of conservative dentistry and endodontics*, 28(6), 515-521.
154. Zanesco, C., Só, M. V., Schmidt, S., Fontanella, V. R., Grazziotin-Soares, R. and Barletta, F. B. (2017). Apical Transportation, Centering Ratio, and Volume Increase after Manual, Rotary, and Reciprocating Instrumentation in Curved Root Canals: Analysis by Micro-computed Tomographic and Digital Subtraction Radiography. *Journal of Endodontics*, 43(3), 486-490.
155. Sekiya, M., Nakayama, S., Murayama, F., Furuta, K., Inuyama, Y., Maeda, M., Kitamura, K. and Igarashi, M. (2023). Comparison of Root Canal Preparation Ability of Three Gold Wire-based NiTi Rotary File Systems in Simulated Curved Root Canals. *Operative Dentistry, Endodontology and Periodontology*, 3(1), 113-120.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DİNLER, Ezgi Sıla

Uyruğu : T.C.

Telefon

e-posta

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Endodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2016-2021
Lise	Özel Sınav Temel Lisesi	2015-2016

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

Dinler, S. E, ve Ekici, M. A. (2024, 19-22 Mayıs). Füzyonlu Üst Santral ve Lateral Dişin Kök Kanal Tedavisi: Olgu Sunumu. 10. Uluslararası Endodonti Sempozyumu, Belek, Antalya.

Dinler, E. S., Karaca Sakallı, A., ve Gürel Ekici, M. (2025). Endodontik kaynaklı diş renklemeleri ve tedavisi. *Acta Odontologica Turcica*, 42(3), 148-155.

Hobiler

-



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..