



**T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TEK VE ÇİFT KURVATÜRE SAHİP SİMÜLE KANALLARDA
FARKLI HAREKET ŞEKLİYLE ÇALIŞAN Nİ-Tİ DÖNER
ALETLERİN ŞEKİLLENDİRME YETENEĞİNİN ÖNCESİNDE
KULLANILAN PATHFİNDER ENSTRÜMANLARIYLA
BİRLİKTE KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Deniz ÖNAL ÇENGELLİ

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**Mart 2018
BOLU**



**T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TEK VE ÇİFT KURVATÜRE SAHİP SİMÜLE KANALLARDA
FARKLI HAREKET ŞEKLİYLE ÇALIŞAN Nİ-Tİ DÖNER
ALETLERİN ŞEKİLLENDİRME YETENEĞİNİN ÖNCESİNDE
KULLANILAN PATHFİNDER ENSTRÜMANLARIYLA
BİRLİKTE KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Deniz ÖNAL ÇENGELLİ

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Hasan ORUÇOĞLU**

**Bu çalışma Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje numarası: 2017.06.02.1214)**

**Mart 2018
BOLU**

T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : *Tez ve Gıft Kurutma Sıvı Sınıt Kanallarda Farklı
Hareket Sıvıtle Galıran Mı-Ti Döner Aletlerin
İzotillendirme Yeteneğinin Öncesinde Kullanılan Patiyfınlar
Enstrümanlarıyla Birlikte Kullanımının Değerlendirilmesi*

Tezin Savunma Tarihi : *01.03.2018*

Tezin Danışmanı : *Prof.Dr. Hasan Öruçoğlu*

Jüri Başkanı : *Prof. Dr. Hasan Öruçoğlu*

Üye : *Doç.Dr. Sevil Aktar Türker*

Üye : *Yrd. Doç. Dr. İsmail ÖZKOÇAK*

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.


Prof. Dr. Hasan ÖRUÇOĞLU
DEKAN V.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; tek ve çift kurvatüre sahip insan dişini taklit eden simüle kanallı rezin bloklarda farklı hareket şekliyle çalışan nikel titanyum (Ni-Ti) döner aletlerin şekillendirme yeteneğinin, merkezlenme kabiliyeti ve kanal transportasyonunun değerlendirilmesi; ayrıca preparasyon öncesinde kullanılan Pathfinder Ni-Ti enstrümanların etkisinin stereo-mikroskopla alınan görüntülerle birlikte karşılaştırılmasıdır.

Metot: Çalışmamızda altmış adet tek kurvatüre sahip L kanal ve altmış adet çift kurvatüre sahip S kanal simüle kanallı rezin blok kullanılmıştır. Tek ve çift kurvatüre sahip simüle kanallar preparasyon için kullanılacak Ni-Ti döner aletlere ve öncesinde pathfinder kullanılıp kullanılmamasına göre gruplara (n=10) ayrılmış, ProTaper Next (PTN), TwistedFile Adaptive (TFA), Reciproc (R) ile birlikte ProGlider (PG) kullanılan ve kullanılmayan gruplar oluşturulmuştur. L ve S gruplar için; A grubu: PTN, B grubu: PTN+PG, C grubu: TFA, D grubu: TFA+PG, E grubu: R, D grubu: R+PG. Her simüle kanal preparasyon öncesinde kanal boşluğuna siyah boya enjekte edilerek stereo-mikroskop ile preoperatif görüntüler alınmıştır. Her grup rezin blok test edilecek eğe grubu ile üretici talimatlarına göre ve uygun hareket çeşidiyle prepare edilmiş ve sonrasında kanal boşluğuna kırmızı boya enjekte edilerek postoperatif görüntüleri alınmıştır. Elde edilen pre- ve post-operatif görüntüler bilgisayar programı yardımıyla üst üste çakıştırma yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuçlar birbiriyle karşılaştırılarak elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Sonuç: İstatistiksel analiz sonucunda, L kanallarda; R ve R+PG grubunda PTN, PTN+PG, TFA ve TFA+PG gruplarına kıyasla en fazla kanal transportasyonunun elde edildiği, elde edilen sonuçların ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$). En az kanal transportasyonu ise PTN, PTN+PG, TFA ve TFA+PG eğelerin olduğu gruplarda olduğu elde edilen sonuçlarda ise istatistiksel olarak aralarında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$). S kanallar da ise; en fazla kanal transportasyonu PTN ve R gruplarında elde edilmiştir. En iyi merkezlenme kabiliyeti TFA+PG grubunda elde edilmiş ve PTN, TFA ve R gruplarıyla arasında

istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PTN, PTN+PG ve TFA grubu arasında ayrıca R ve R+PG grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$). L ve S kanallarda eğelerin genişletme miktarları ise $R>PTN>TFA$ sonucu elde edilmiştir. En fazla genişletme miktarı R grubunda, en az genişletme ise TFA+PG grubunda elde edilmiş ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$).

Tartışma: Çalışma sonuçlarına göre kullanılan her eğe grubunda çeşitli derecelerde kanal transportasyonu elde edilmiştir. L kanallarda en az kanal transportasyonu PTN, PTN+PG, TFA ve TFA+PG gruplarında elde edilirken aralarında fark olmaması eğe özelliklerinin sonucuna bağlanabilir. En fazla kanalda transportasyon iste R ve R+PG grubunda elde edilmiştir. Bu durumda R eğenin sahip olduğu taper açısının ve eğe özelliklerinin doğal bir sonucu olduğu düşünülmüştür. S kanallar incelendiğinde ise en az kanal transportasyonu TFA+PG grubunda elde edilmiş, PTN+PG ve R+PG arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. PTN ve R grupları ise en fazla kanaldan sapma göstermiştir. PTN, PTN+PG ve TFA arasında anlamlı fark görülememiştir. PG eğelerin merkezlenme kabiliyetini arttırdığı fakat kanal transportasyonunu tamamen engellemediği sonucu çıkartılabilir. Çalışmanın sınırları dahilinde PTN ve TFA arasında anlamlı fark bulmamış, R eğelerin ise L ve S kanallarda kanal transportasyonu yarattığı sonucu elde edilmiştir. Bu sonuçların standardizasyonu sağlanmış insan çekilmiş dişlerinde ve daha yeni kanal eğeleriyle daha fazla çalışmalar yapılması gerektiği kanaatine varılmıştır.

Anahtar kelimeler: Nikel-titanyum döner alet, şekillendirme yeteneği, eğri kanal, kanal transportasyonu, merkezlenme kabiliyeti, ProTaper Next, Reciproc, TF Adaptive, ProGlider, Pathfinder, simüle kanal, resin blok, stereomikroskop

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study is; centering ability and canal transportation of nickel titanium (Ni-Ti) rotary files working with different motion in simulated canal resin blocks simulating single and double curvature human teeth. The comparison of the effect of the Pathfinder Ni-Ti instruments used beforehand with the stereomicroscopic images.

Method: In our study, simulated canal resin blocks with sixty single curvatures and sixty double curvatures were used. Simulated canals with single and double curvatures were separated into groups ($n = 10$) according to the Ni-Ti rotary instruments to be used for preparation and whether or not pathfinders were used before, and ProTaper Next (PTN), TwistedFile Adaptive (TFA), Reciproc (R) along with ProGlider (PG) were used and unused groups were created. For L and S groups; A group: PTN, B group: PTN + PG, C group: TFA, D group: TFA + PG, E group: R, D group: R + PG. Before each simulated canal preparation, black dye was injected into the canal space and preoperative images were taken by stereo-microscope. Each group of resin blocks was prepared with a file group to be tested and according to the manufacturer's instructions and the appropriate type of movement, and post-operative images were taken after injecting red dye into the canal space. Obtained pre- and post-operative images were assessed using computer-assisted superimposition method. The results were compared with each other and the data were evaluated statistically.

Result: As a result of statistical analysis, in L canals; It was found statistically significant in the R and R+PG groups that canal transport was obtained the highest compared to PTN, PTN+PG, TFA and TFA+PG groups ($p < .05$). PTN, PTN+PG, TFA and TFA+PG files were obtained the least canal transport and no significant difference was found between them ($p > .05$). In the S canals; maximum canal transport was obtained in PTN and R groups. The best centering ability was obtained in the TFA+PG group and there was a statistically significant difference between with the PTN, TFA and R groups ($p < .05$). Between PTN, PTN+PG and TFA groups and also between R and R+PG groups showed no statistically significant difference ($p > .05$). In the L and S canals, the expansion amounts of the files were

found as R>PTN>TFA. The maximum expansion was obtained in group R and the least expansion was obtained in TFA+PG group and it was statistically significant ($p<.05$).

Discussion: According to the results of the study, canal transport was obtained at various grades in each file group used. The least canal transport in L canals is obtained in PTN, PTN+PG, TFA and TFA+PG groups, and the difference between them can be attributed to the result of the file properties. The maximum deviation in the canal is obtained in the R and R+PG groups, which is a natural result of the taper angle and the file properties that the R file has. When the S canals were examined, the least canal transportation was obtained in the TFA+PG group and no significant difference was found between PTN+PG and R+PG. PTN and R groups showed the greatest deviation from the canal. There was no significant difference between PTN, PTN+PG and TFA. PG files can enhance the centering ability, but it can't completely block the canal transport. No significant difference was found between the PTN and TFA within the boundaries of the study, and the results of the R files created canal transport in the L and S canals. These results suggest that further studies should be carried out in standardized human extracted teeth and more recent canal files.

Key words: Nickel-titanium rotary files, shaping ability, canal transportation, centering ability, ProTaper Next, Reciproc, TF Adaptive, ProGlider, Pathfinder, simulated canal, resin block, stereomicroscope

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim süresi boyunca bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, sevgisini ve hoşgörüsünü hiç esirgemeyen değerli danışman hocam Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı ve Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Hasan ORUÇOĞLU 'na,

Kendilerinden çok şey öğrendiğim, bilgi ve deneyimlerini hiç esirgmeden paylaşan tüm bölüm hocalarıma,

Beraber klinikte çalışmayı keyifli hale getirdiğimiz, hastane içerisinde ve dışarısında güzel paylaşımlarda bulunduğumuz ve desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen tüm mesai arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca hep yanımda olduklarını bildiğim ve her zaman beni gönülden destekleyen sevgili annem Mehlika ÖNAL, babam Mehmet Aydın ÖNAL, ablam Pınar KALYON ve değerli eşim Emre ÇENGELLİ 'ye

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜRLER.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
TABLolar.....	x
ŞEKİLLER.....	xi
FOTOĞRAFLAR.....	xii
GRAFİKLER.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan İatrojenik Hatalar.....	4
2.2.Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Kanal Aletleri.....	8
2.2.1.Paslanmaz Çelik Endodontik Kanal Aletleri.....	9
2.2.2.Nikel-Titanyum Döner Kanal Aletleri.....	11
2.3.Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri.....	22
2.4.Kök Kanal Preparasyon Etkinliğinin İncelendiği Sistemler.....	23
2.4.1.ProTaper Next..	24
2.4.2.TwistedFile Adaptive..	26
2.4.3.Reciproc.....	29
2.4.4.ProGlider.....	31
2.5. Kök Kanal Preparasyon Etkinliğinin İncelendiği Yöntemler.....	33
3.MATERYALVE METOT.....	36
3.1. Simüle Kanallı Rezin Blokların Kurvatür Açılarının Hesaplanması.....	36
3.2. Tek Kurvatüre Sahip Blokların Preparasyonu.....	39
3.3. Çift Kurvatüre Sahip Blokların Preparasyonu.....	41
3.4. Prepare Edilen Blokların Pre- Ve Post-Operatif Görüntülenmesi.....	44
3.5. Rezin Blokların Preparasyonunun Değerlendirilmesindeki Kriterler.....	45
3.5.1. Kanalin Genişletilme Miktarı.....	45

3.5.2. Merkezde Kalma Yeteneği.....	45
3.5.3. Transportasyon Yönu ve Miktarı.....	46
3.5.4. Toplam Genişletme Miktarı.....	46
3.5.5. Kullanılan Kanal Aletlerinin Değerlendirilmesi.....	47
3.6. İstatistiksel Analiz.....	47
4.BULGULAR.....	48
4.1. Tek Kurvatüre Sahip (L-şekli Kanallı) Rezin Bloklardan Elde Edilen Bulgular	48
4.1.1. Dış-İç Duvardan Kaldırılan Madde Miktarı Verileri.....	48
4.1.2.Merkezden Sapma Verileri	51
4.1.3.Genişletme Miktarı.....	60
4.2. Çift Kurvatüre Sahip (S-şekli Kanallı) Rezin Bloklardan Elde Edilen Bulgular.....	68
4.2.1. Dış-İç Duvardan Kaldırılan Madde Miktarı Verileri.....	68
4.2.2.Merkezden Sapma Verileri.....	72
4.2.3.Genişletme Miktarı.....	83
4.3. Kullanılan Kanal Aletlerinde Saptanan Bozukluklar ve Kanallarda Görülen İatrojenik Hatalar.....	91
5.TARTIşMA.....	93
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	114
7.KAYNAKLAR.....	116
8.ÖZGEÇMİş.....	127

TABLÖLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Tek kurvatürlü kanala sahip simüle blokların merkezlenme kabiliyeti karşılaştırılacak endodontik kanal aletlere göre gruplandırılması.....	39
3.2. Çift kurvatürlü kanala sahip simüle blokların merkezlenme kabiliyeti karşılaştırılacak endodontik kanal aletlere göre gruplandırılması.....	41
4.1. L kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanalın dış ve iç duvarından kaldırdığı madde miktarı.....	48
4.2. L kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarı.....	50
4.3. L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma).....	56
4.4. L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma).....	64
4.5. S kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanalın dış ve iç duvarından kaldırdığı madde miktarı.....	69
4.6. S kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarı.....	71
4.7. S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma).....	78
4.8. S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma).....	86
4.9. Kullanılan kanal aletlerinde görülen deformasyonlar.....	92
4.10. Rezin kanallarda görülen değişiklikler.....	92

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kök kanal preparasyonunun boyuna kesitte ana bölümleri: A. Rezistans formu, B. Retansiyon formu, C. Flare.....	3
2.2. Eğri kök kanallarının genişletilmesinde apikal bölgede oluşabilecek komplikasyonlar	5
2.3. En yaygın preparasyon hataları: A. Apikal zip, B. Basamak, C. Perforasyonla birlikte apikal zip, D. Perforasyonla birlikte basamak.....	7
2.4. A. K-file #40 (DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland), B. Hedström file #50 (DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland).....	9
2.5. Hedström eğe, K-file ve K-reamer çalışma yönü ve tanjant açısı	10
2.6. Ni-Ti alaşımı faz değişimi.....	12
2.7. Kesici olmayan ve güvenli kesici uç.....	15
2.8. ProFile kanal aleti radyal alanı A.Lateral görünüş B.Enine kesiti.....	16
2.9. Profile (DENTSPLY) 25.04 kanal aletinin radyal alan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.....	16
2.10. Gömülü radyal alan.....	17
2.11. Rake açısı.....	18
2.12. Kesme (rake) açıları A.Negatif B. Sıfır C. Pozitif kesme açısı.....	18
2.13. Farklı Ni-Ti döner kanal aletlerin helikal açıları.....	19
2.14. Değişen helikal açılar.....	19
2.15. Artan vida adımı ve değişen helikal açı.....	20
2.16. ProTaper Next A. Enine kesiti B. dikdörtgen kesit, asimetrik dönme hareketi ve M-wire Ni-Ti alaşımı.....	25
2.17. ProTaper Next kanal aletleri.....	26
2.18. TwistedFile Adaptive kanal aletleri.....	28
2.19. A. Reciproc kanal aletleri B. S şeklinde enine kesiti C. Kesmeyen uç.....	31
3.1. Schneider yöntemi ile kanal kurvatür açılarının ölçülmesi: α birinci kurvatür açısı; β ikinci kurvatür açısı.....	37
3.2. L-şekilli kanalların kurvatür açılarının hesaplanması.....	38
3.3. S-şekilli kanalların kurvatür açılarının hesaplanması.....	39

FOTOĞRAFLAR

Fotoğraf	Sayfa
2.1. Protaper Next (PTN) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre).....	24
2.2. TwistedFile Adaptive (TFA) (SybronEndo, Orange, CA, ABD).....	27
2.3. Reciproc (R) (VDW, Münih, Almanya).....	30
2.4. ProGlider (PG) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre).....	32
3.1. Çalışmada kullanılan endodontik motorlar.....	42
3.2. % 17 EDTA jel.....	43
3.3. Stereo-mikroskop cihazı.....	44
3.4. Pre- ve post-operatif boya enjekte edilen bloklar.....	45
3.5. Pre- post- operatif görüntülerin üst üste çakıştırılmış görüntüleri	
A. L-şekilli kanal B. S-şekilli kanal.....	46
4.1. Sarmal yapısı bozulmuş kanal aletleri.....	91

GRAFİKLER

Grafik	Sayfa
4.1. L kanallarda kullanılan kanal aletine göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı.....	49
4.2. L kanallarda apikal uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı.....	51
4.3. Kullanılan kanal aletine göre L kanallarda merkezden sapma miktarı.....	52
4.4. Apikalden uzaklığa göre L kanallarda merkezden sapma miktarı.....	53
4.5. L kanallarda kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerindeki ortak etkisi.....	54
4.6. Kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığa göre L kanallarda merkezden sapma.....	55
4.7. Kullanılan kanal aletine göre toplam L kanal genişletme miktarı.....	61
4.8. Apikal uzaklığa göre toplam L kanal genişletme miktarı.....	62
4.9. Kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın ortak etkisiyle toplam L kanal genişletme miktarı..	63
4.10. S kanallarda kullanılan kanal aletine göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı.	70
4.11. S kanallarda apikal uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı.	72
4.12. Kullanılan kanal aletine göre S kanallarda merkezden sapma miktarı.....	73
4.13. Apikalden uzaklığa göre S kanallarda merkezden sapma miktarı.....	75
4.14. S kanallarda kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerindeki ortak etkisi..	76
4.15. Kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığa göre S kanallarda merkezden sapma.....	77
4.16. Kullanılan kanal aletine göre toplam S kanal genişletme miktarı.....	83
4.17. Apikal uzaklığa göre toplam S kanal genişletme miktarı.....	84
4.18. Kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın ortak etkisiyle toplam S kanal genişletme miktarı.....	85

SİMGELER VE KISALTMALAR

AİBÜ	Abant İzzet Baysal Üniversitesi
ark.	Arkadaşları
BETUM	AİBÜ, Bilimsel, Endüstriyel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi
CBCT	Konik-ışınlı bilgisayarlı tomografi
CM	Kontrollü hafıza
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
ISO	Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı
kg/mm²	Mikro sertlik birimi
ML	Orta-Büyük (Medium-Large)
mm	milimetre
ml	mililitre
mCT	Mikro-bilgisayarlı tomografi
Ncm	Newton santimetre (Tork ayarı)
Ni-Ti	Nikel Titanyum
örn	Örnek
PTN	ProTaper Next
PTU	ProTaper Universal
p	Anlamlılık düzeyi
R	Reciproc
rpm	“Revolutions per Minute”, sabit bir eksende 1 dakika içerisinde gerçekleştirilen dönüş/devir sayısı
TFA	TwistedFile Adaptif
TF	TwistedFile
°	Derece
°C	Santigrat Derece
%	Yüzde

1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisi; kök kanal sistemindeki enfekte debrisin çıkarılması, kanal içi medikamentlerin ve irrigasyon solüsyonlarıyla etkin bir kanal içi dezenfeksiyonun sağlanabilmesi için kök kanalın şekillendirilmesi ve kök kanal dolgusunun yerleştirilebileceği uygun bir boşluğun oluşturulması, apikal ve koronalde sızdırmaz bir tıkama sağlayacak biçimde kök kanalının doldurulması işlemlerini kapsamaktadır (1).

Kök kanallarının temizleme ve şekillendirilmesi, mekanik ve biyolojik olarak gerçekleştirilen bir işlem olup kök kanal tedavisinin en önemli aşamasıdır. Bu amaçla, kök kanalının tüm artıkları uzaklaştırılarak dezenfeksiyonu sağlanmalı ve temizleme-şekillendirme işlemi sırasında apikal foramenin ve kök kanal anatomisinin orijinal şekli ve pozisyonunun korunarak kök kanalına apikalden koronale doğru konik bir form (flaring) verilmesi gerekmektedir (2, 3).

Bununla birlikte, temizleme ve şekillendirme işlemleri sonucunda orijinal kanal şeklinden sapmalar oluşabilir. Özellikle dar ve eğri kök kanalları olan vakalar tedavi edilirken, preparasyon işlemi sırasında iatrojenik çok çeşitli hatalar (basamak, zip, dirsek, transportasyon vb.) yapılabilmektedir (4). Yapılan bu tip iatrojenik hatalar endodontik tedavinin başarısı üzerinde olumsuz etkileri olabilmekte, hatta endodontik tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına yol açabilmektedir.

Genel olarak dar ve eğri kanalların paslanmaz çelik kanal aletleri ile şekillendirilmesi, zor ve zaman alıcı olmasının yanı sıra, apikal genişletmenin nispeten küçük boyutlu aletlerle sınırlandırılmasını gerektirmektedir (5). Bu amaçla, son 20 yılda, küçük endodontik aletler ve preparasyon sistemleri geliştirilmeye çalışılmıştır.

Nikel titanyum (Ni-Ti), oldukça düşük elastisite modülü ve kolayca şekil alabilme yeteneği nedeniyle kırılmaya karşı direnci daha üstün olan bir alaşımdır (6). Endodontide rotasyonel Ni-Ti enstrümantasyonunun uygulanması ile optimal kök kanalı şekillendirmesinde önemli bir adım atılarak, daha az riskli ve başarıya daha fazla ulaşılabilen etkiler oluşturması hedeflenmiştir. Bu yaklaşım özellikle

endodontik el aletleri ile karşılaştırıldığında işlemsel hata riskleri daha düşük olmak üzere daha hızlı ve daha güvenli sonuçlar alınmaktadır. Bunun yanı sıra kanal içerisindeki merkezlenme kabiliyeti hem kanal aletinin tasarımı (koniklik, esneklik ve aşım türü) hem de kök kanalı anatomisinden etkilenmektedir (7).

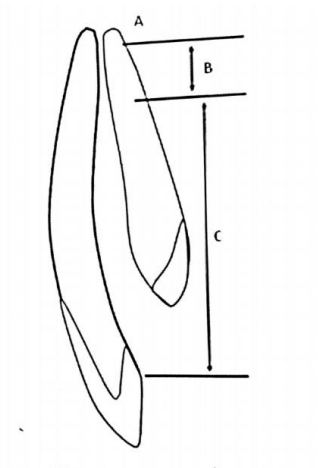
Dental literatürde, bu sistemlerin kanal şekillendirme özelliklerini inceleyen birçok çalışmaya rastlamak mümkündür. Şekillendirme öncesi ve sonrasında, çeşitli faktörlerin değerlendirilmesi amacıyla farklı deneysel yöntemler kullanılmıştır. Laboratuvar temelli çalışmaların ana rolü bazı faktörlerin güvenilir şekilde karşılaştırılmasına izin veren iyi kontrol edilen koşulların sağlanması, kök kanal preparasyonunun değerlendirilmesi için önceden belirlenmiş herhangi bir çapa, şekle veya kurvatüre sahip, net şeffaf döküm rezin simüle kök kanallarının kullanılması önerilmektedir (8). Stereo-mikroskop kullanılarak uygulanan pre- ve post-operatif görüntüleri üst üste çakıştırma tekniğini, mikro-bilgisayarlı tomografi ile üretilen üç boyutlu bilgileri sağlamasa da tekrarlanabilirlik ve sonuçların doğrudan görsel karşılaştırmasına izin vermektedir (9, 10).

Bu çalışmanın amacı; üç farklı hareket şekliyle çalışan üç farklı Ni-Ti döner alet sisteminin tek ve çift kurvatüre sahip simüle kanallı rezin bloklarda şekillendirme yeteneklerinin ve bu sistemlerin öncesinde glide path oluşturmak için kullanılan pathfinder Ni-Ti sistemin kanal transportasyonu ve merkezlenme kabiliyetleri üzerine etkisinin değerlendirilmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezi kullanılan hareket farklılıkları olan sistemler arasında anlamlı fark olmadığı ve kanal transportasyonu üzerinde pathfinder sistemin anlamlı bir fark oluşturmadığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin birincil amacı, çürük veya travma sonrasında kalan diş veya kök yapısını korumak, korunmuş yapının ve daha sonra yapılan restorasyonun işlevsel ve estetik olmasını sağlamaktır (11, 12). Kök kanal sisteminin hazırlanması hem kompleks endodontik alanın büyütülmesi ve şekillendirilmesini hem de dezenfeksiyonunu içerir (13). Kök kanal preparasyonu endodontik tedavinin en önemli adımlardan biri olarak kabul edilmektedir. Kök kanal preparasyonunun başlıca hedefleri, enfekte olmuş ya da nekrotik dokuyu kök kanallarından uzaklaştırmak, irrigasyon ve kök kanallarının dolumunu kolaylaştıran pürüzsüz duvarlar oluşturmak, apikal foramenin anatomisini muhafaza etmek ve sağlam kök dentinini uzun vade etkisi için korumaktır (3, 5).

İdeal olarak hazırlanan kök kanalı, bitiş noktası olan apekte en küçük çapa sahip orijinal anatomiye koruyan ve kanalın doldurulması için yeterli kanal şekli sağlayan kanal ağzında en büyük çapa sahip, sürekli olarak daralan bir huni şekli olarak tarif edilen ‘flaring’ formuna sahip olmalıdır (14). Bunun sağlanabilmesi için ilk dikkat edilecek konu ise apikalde bir daralmanın bulunmasıdır (rezistans formu). Apikal üçlü bölümünde duvarları paralel olarak hazırlanan retansiyon formu sağlanmalıdır (apikal boyun bölümü). Retansiyon formundan giriş kavitesi preparasyonuna kadar bir açılma bulunmalıdır (flaring) (15) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Kök kanal preparasyonunun boyuna kesitte ana bölümleri: A. Rezistans formu, B. Retansiyon formu, C. Flare (15)

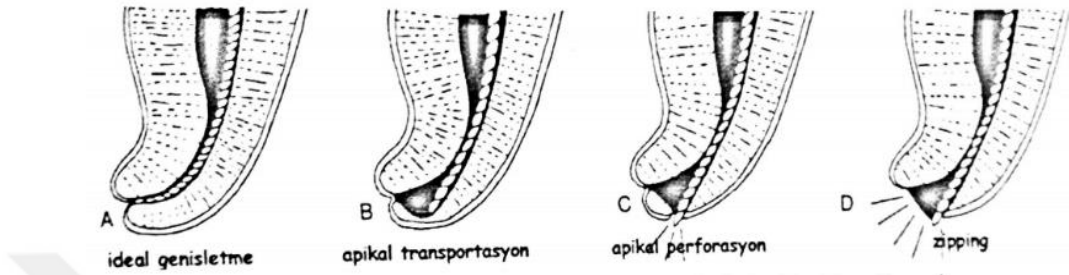
Kök kanal sisteminde yapılan herhangi bir hazırlığının başlıca amacı, antibakteriyel ajanlarla dezenfeksiyonu kolaylaştıracak, kanal içi medikamenti uygulanması için yer sağlayacak ve yeterli koronal restorasyonla birlikte sızdırmaz bir kök kanal dolgusu yerleştirilmesiyle re-enfeksiyonu engellemeyi sağlayacak kök kanalı alanını genişletmektir (16, 17). İdeal kök kanal preparasyonu apikal forameni koruyarak kademeli olarak artan taperlı konik şekle sahip ve transportasyon olmaksızın orijinal kanal kurvatürüne sahip bir preparasyon olmalıdır (2, 4). Kök kanal şekillendirmesi, endodontik tedavinin en önemli aşamasıdır; düzgün bir şekilde gerçekleştirilmesi, başarı için önemli bir faktördür. Kök kanalı şekillendirmesi ideal olarak, kanalın orijinal yolunu korurken ve foramen boyutunu pratik olarak küçük tutarak krondan apekse devamlı bir konik yapı oluşturmalıdır (2, 7). Bütün bunların, kök kanalı şeklini ve kurvatürünü değiştirmeden gerçekleştirilebilmesi önemli olan konulardan birisidir (11, 12). Ama yine de kullanılan preparasyon tekniklerinin farklılıklarından, kullanılan kanal aletlerinin özelliklerinden ve/veya hekimin yeteneğiyle ilişkili olarak çeşitli hatalar oluşabilmektedir.

2.1. KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA OLUŞAN İATROJENİK HATALAR

İnsan dişlerinin sahip olduğu oldukça karmaşık kök kanal anatomisi kanal preparasyonu olumsuz etkileyebilmektedir. Bununla birlikte, enstrümantasyon sırasında, bir noktada kanalın orijinal şeklinden sapmalar ortaya çıkabilmektedir (18, 19). Bu değişiklikler kök kanallarının preparasyon sonrası dolum kalitesini olumsuz yönde etkileyebilir (20, 18). Anormal bir kök kanalı anatomisi sıklıkla debridman ve şekillendirme yetersizliği veya asimetrik şekillendirme ile sonuçlanır ve kök yüzeyinde anormal kök yüzeyi gerginliği ile kök kırığı riski ve mikrokçatlak indüksiyonu gibi pek çok istenmeyen olay meydana gelebilir (21, 17).

Kök kanallarının anatomisi karmaşıklığının (22) yanı sıra kök kanallarının hemen hemen her seviyesinden başlayan eğriliklerde diğer önemli bir konudur (4). Görünürde düz olan kanalların bile apikal üçte birlik bölümünde eğrilik ve düzensizlikler olabilir (23). Eğri kök kanalı olan vakaları tedavi ederken,

şekillendirme işlemi sırasında ‘basamak’, ‘zip’ ve ‘dirsek’ gibi çeşitli hatalara (Şekil 2.2), apikal foramen ve kanal transportasyonu, kök kanalının düzleşmesi, kanal duvarında strip perforasyonlar ve apikal ve furkasyon bölgelerinde perforasyonlara neden olunabilir (2, 24). Dentin debris ile apikal foramenin tıkanması ve aletlerin deformasyonu, kök kanalı hazırlığı sırasında karşılaşılan diğer problemlerdir (4).



Şekil 2.2. Eğri kök kanallarının genişletilmesinde apikal bölgede oluşabilecek komplikasyonlar
(15)

Apikal bölgede istenmeyen sonuçlara yol açmadan (25, 26) kök kanalı sistemini tamamen temizleyebilen herhangi bir sistem şuan için literatürde bulunmamaktadır (27, 28). Endodontik kanal aleti ve cihazlardaki son gelişmelere rağmen, eğri bir kök kanalının mekanik hazırlığı, çok yetenekli ve tecrübeli klinisyenler için bile hala oldukça zordur. Bu eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ‘kanal transportasyonu’, ‘kanalda düzleşme’ veya ‘deviasyon’ gibi farklı, iyi tanımlanmış preparasyon hataları ortaya çıkabilir (16, 17). Çoğu kök kanalları eğri olduğu için (29) preparasyon hatalarının veya kanal sapmalarının yüksek sıklıkta olduğu bildirilmiştir (21, 13).

Amerikan Endodontistler Birliği Endodontik Terimler Sözlüğü’ ne göre, kanal transportasyonu şu şekilde tanımlanmıştır (30): “Kanal preparasyonu sırasında aletlerin orijinal çizgisel şekline dönme eğiliminden dolayı kanalın apikal yarısında kurvatürün dış tarafındaki kanal duvar yapısının kaldırılması; basamak oluşumuna ve muhtemel perforasyona neden olabilen hatalar”. preparasyon esnasında ki bu asimetric durum sonucunda, eğri kök kanalının uzun ekseni yer değiştirerek eğim açısı azalacak ve sonuçta kök kanalı orijinal eğriliğinin düzleşmesine neden olacaktır (17).

Kullanılan alaşımdan bağımsız olarak, herhangi bir kök kanal aleti kendisini kök kanalının içinde ilerlerken düz gitme eğilimindedir. Eski haline dönme kuvvetleri sayesinde, aletin kesici kenarlarının kök kanal duvar boyunca belirli temas bölgelerinde düzensiz bir kuvvet dağılımı oluşur ve asimetrik bir dentin çıkarılmasına neden olur. Özellikle; kesici kenarlar, eğri kanalın apikal üçlüsünde kurvatürün dış tarafına (konveksite); orta veya koronal üçte birinde ise kurvatürün iç tarafına (konkavite) temas eder. Sonuç olarak, kanalın apikal alanında kanalın konveksitesi yönünde aşırı preparasyon eğilimi gösterirken, koronalde daha fazla dentin miktarı konkavitede çıkartılarak kanal transportasyonuna veya çeşitli derecelerde kanalın düzleştirilmesine neden olur (21, 31).

Apikal preparasyonun istenmeyen durumları nedeniyle kanal transportasyonunun olası sonuçları neticesinde çeşitli durumlar oluşabilir (16, 13, 17):

Apikal foramenin zarar görmesi: Kanalın orijinal kavisinden sapma veya kanala ait orijinal uzun eksenin deplasmanı, apikal stop kaybına neden olabilir (13, 17). Sonuç olarak, periapikal dokular, ekstrüzyonla üretilen debris, irrigasyon solüsyonları veya dolgu malzemeleri ile tahriş edilebilir.

Zip formasyonu: Eğrinin dış yüzü boyunca fazla preparasyon ile hazırlanan bir kök kanalı apikal son noktada eliptik bir şekle uyar. Kök kanala ait zip oluşmuş bir apikal parçanın şeklini açıklayan benzer terimler bir ‘kum saati şekli’, ‘gözyaşı damlası’ veya ‘foraminal rip’ şeklindedir (16, 13, 31). Bu transportasyon oluşmuş kanalların in vitro olarak lateral kompaksiyon tekniği ile doldurulduğunda zip oluşan kanalların apikal sızdırmazlığı olumsuz olarak etkilenmiştir (32).

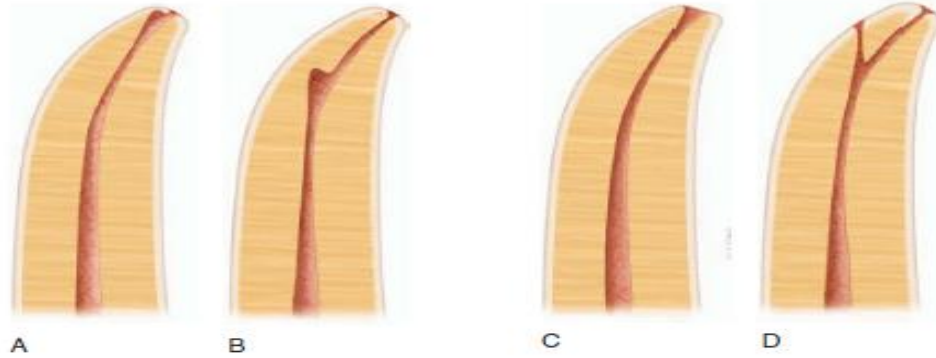
Dirsek oluşumu: Kök kanalının dar kısmında, apikalde dış taraf boyunca aşırı materyal çıkarma ve koronal eğriliğin iç yönünde aşırı preparasyon ile aşırı büyümesi arasındadır, genellikle maksimum eğrilik noktasında lokalizedir (16, 13).

Perforasyon: Kesici uçlu aletler bir dönme hareketi içinde kullanıldığında kök kanalına ait apikal kısmın delinmesine neden olabilir (21, 13, 17). Bu durum kök

kanalı boşluğu ile eksternal diş yüzeyi arasındaki iletişimi temsil eder ve periradiküler dokuların tahrişine neden olur.

Strip perforasyon: Yukarıda bahsedilen prosedürel hataların tümü eğri kök kanalının apikal kısmında bulunurken, kanalın orta ve koronal üçte birinde kavisin iç tarafı boyunca aşırı preparasyon sonucunda bir strip perforasyon oluşabilir (13, 17). Şerit şeklinde delikleri, kök kanalı sistemi ile periodontal ligament arasındaki iletişimi oluşturur, esas olarak mandibular molarların mezyal köklerinde furkal yönde bulunmuştur. Bu nedenle bu alan ‘danger zone (tehlike bölgesi)’ olarak adlandırılmaktadır (17).

Basamak: Çalışma uzunluğuna artık erişilemediğinde ve kök kanalının orijinal yolu saptığında basamak eğriliğinin başında veya dış tarafında bir platform olarak oluşur (13). Bu nedenle, basamak oluşumları kök kanallarının ortasında veya apikal kısmında lokalize edilebilir.



Şekil 2.3. En yaygın preparasyon hataları: A. Apikal zip, B. Basamak, C. Perforasyonla birlikte apikal zip, D. Perforasyonla birlikte basamak (14)

Aşağıdaki hususlar, kanal transportasyonu riskinde artış ile ilişkilendirilebilir;

- Giriş kavitelerinin yeteri kadar düzgün tasarlanmaması - Bu durum, kök kanal preparasyonu esnasında aletlerin kontrol kaybıyla aletlerin kavite duvarlarında yanlış yönlendirilmesine yol açar (33). Apikal foramene aletlerin serbest erişimi kanal transportasyonu riskini en aza indirir.

- Kök kanal aletlerinin alaşım (örn. nikel-titanyuma karşı paslanmaz çelik) ve tasarım özellikleri (örn. kesit tasarımı, yiv yapısı ve kesme açısı) (31, 17)
- Aktif-keskin kesici uça sahip aletlerin kullanımı (16, 34, 33)
- Aşırı keskin eğri kök kanallarında #20'nin üzerindeki boyutlarda esnek olmayan aletlerin kullanılması (17)
- Kanal aletinin eğri kök kanalı içinde zorlaması - (Eğri kanallarda crown-down bir yaklaşımın kullanılması bu durumu önlemektedir.) (33)
- Enstrümantasyon tekniği - (step-back veya standardize tekniğe karşı crown-down yaklaşım ya da balanced-force tekniği tercih edilmelidir.) (13, 31, 17)
- Mekanik genişletme sırasında yetersiz irrigasyon (34, 33)
- Hekim ile ilgili faktörler (örn. Deneyim) (21, 17)
- Kanal kurvatür derecesi ve kurvatürün yarıçapı - Genel olarak, kurvatür derecesinin ne kadar büyük ve kurvatürün yarıçapı ne kadar küçük olursa kanal transportasyon riski o kadar yüksektir (21, 17).
- Radyografik olarak görülemeyen kanal kurvatürleri (35) - Bu görülemeyen kurvatürler, enstrümantasyon sırasında çalışma uzunluğunun kaybına neden olabilecekleri için temizleme ve şekillendirme işleminde önemli bir rol oynayabilir. Ayrıca, aproksimal kurvatürü olan bir kanalın genişlemesi, ciddi kanal transportasyonuna veya hatta strip perforasyona neden olabilir (36, 37).

2.2. KÖK KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN KANAL ALETLERİ

Modern kök kanal aletleri, paslanmaz çelik ve nikel titanyumdan üretilmişlerdir. Endodontik tedavide ilk olarak üretilen ve 1960'lara kadar kullanılan kök kanal aletleri karbon çelikten üretilmiştir. Ancak bunlar korozyona eğilimli olup sterilizasyon sonucu fiziksel değişimler göstermektedir (38). Yapılan çalışmalarda sterilizasyonun karbon çelik enstrümanlar da torsiyonel ve açısal dönme direncinde azalmaya neden olduğu tespit edilmiştir (39). Karbon çelik enstrümanlar korozyona dayanıksız olmaları nedeniyle tekrar steril edilemeyen tek kullanımlık aletler olarak

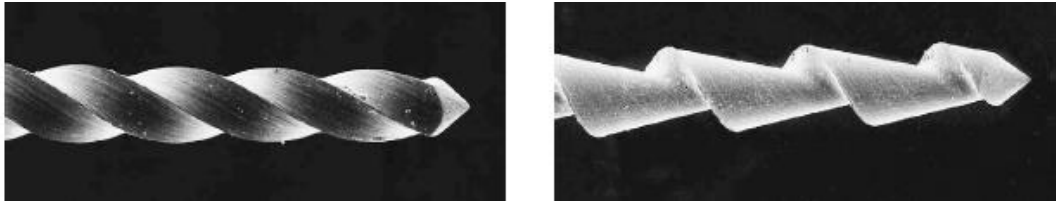
karşımıza çıkmış bu gibi dezavantajlarından dolayı paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır.

2.2.1. Paslanmaz Çelik Endodontik Kanal Aletleri

Prensip olarak elle kullanım için üretilen geleneksel paslanmaz çelik kanal aletleri tasarımlarına göre temel olarak; Reamer, K-tipi kanal aleti ve Hedström kanal aleti olmak üzere üç farklı tipten oluşurlar (Şekil 2.4).

Reamerların kesici kısımlarının her 1 mm'lik kısmında $\frac{1}{2}$ veya 1 kesici bıçağa sahiptir. Bu aletler üretim aşamasında telin kıvrılarak elde edilmesi sebebiyle kesme işlemi rotasyon sırasında oluşmaktadır. Reamerlar düz kanallarda yuvarlak ve 'flaring' formu verilmiş bir preparasyon oluşturmalarına rağmen, eğri kanalların genişletilmesinde, özellikle de oval kesitli kanallarda transportasyon ve düzleşmeye neden olabilmektedirler (40).

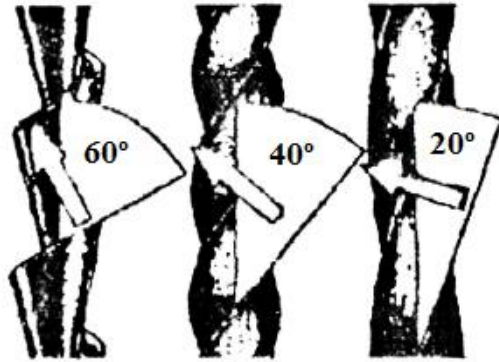
İlk kez 1915 yılında tanıtılan K- tipi kanal aletleri köşeli kesilmiş, kare veya üçgen kesitli paslanmaz çelik telin saat yönünün tersine bükülmesiyle işlemi ile imal edilmiştir. Üçgen kesitli eğe aynı numaradaki kare kesitli eğeye göre daha esnektir. Bu özellikleri ve üstün kesme yeteneğine sahip olmaları nedeniyle şekillendirme esnasında kanalın transportasyon ihtimalini düşürme eğilimindedirler (41, 1). Bu eğeler 'saat kurma', 'çevir-çek' veya 'dengeli kuvvet' hareketleri ile kullanılmaktadır.



Şekil 2.4. A. K-file #40 (DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland), B. Hedström file #50 (DENTSPLY Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (14)

Hedström kanal aletleri çelik telin frezlenmesi ile açılı silindirik telden tornada hazırlanır. Kesitlerinde üst üste sıralanmış bir dizi koni görünümü vardır.

Koni kenarları çok keskin olduğu için ‘çekme’ (eğeleme) hareketiyle oldukça fazla dentin kaldırırlar fakat çekirdek çapları küçük olduğundan rotasyonel hareketlerde düşük kırılma direnci gösterirler (1). Bu üç değişik alet tipi arasındaki esas farklılık kesici kenarlarının aletin uzun aksıyla yaptıkları açıdır ve aletlerin etkili olduğu çalışma hareketini belirlemektedir. Reamerların kesici kenarları ile uzun aksları arasındaki açı yaklaşık 10° - 30° iken, K-tipi kanal aletlerinde yaklaşık 25° - 40° , Hedström kanal aletlerinin ise kesici kenarlarıyla uzun aksları arasındaki açı yaklaşık 60° - 65° ’dir (Şekil 2.5). Bu yüzden reamer ve K-tipi kanal aletleri esas olarak rotasyon hareketi ile H-tipi kanal aletleri ise çevresel eğeleme hareketiyle kullanılmak üzere tasarlanmışlardır (42). Geleneksel enstrümanların delici bir uca, eğimin iç duvarından aşırı preparasyona neden olan 16mm’lik büyük bir kesici kısma ve aletin esnekliğini azaltan fazla bir kütleye sahip olmaları gibi eksiklikleri mevcuttur (43).



Şekil 2.5. Hedström eğe, K-file ve K-reamer çalışma yönü ve tanjant açısı (44)

Özellikle eğri kanallarda kanal preparasyonunda paslanmaz çelik kanal aletlerinin kullanımı ile istenmeyen olayların, kanal preparasyon hatalarının sıklığı bu aletlerin rijitliğine bağlı olarak daha yüksek olduğu bildirilmiştir (45, 46, 12). Paslanmaz çelik reamer aletler reaming çalışma hareketiyle kullanılır ve özellikle de oval enine kesitli kanallarda, kanalda transportasyona ve düzleşmeye neden olabilir (47, 17). Eğri kanallarda belirgin rotasyonel kesme hareketi ile kombine longitudinal ilerleme hareketi ile transportasyon K-tipi kanal aletlerinde tutarlı bir bulgudur (48, 49). Lineer ilerleme hareketiyle kullanılan (47, 50) Hedström aletler, kurvatürün iç

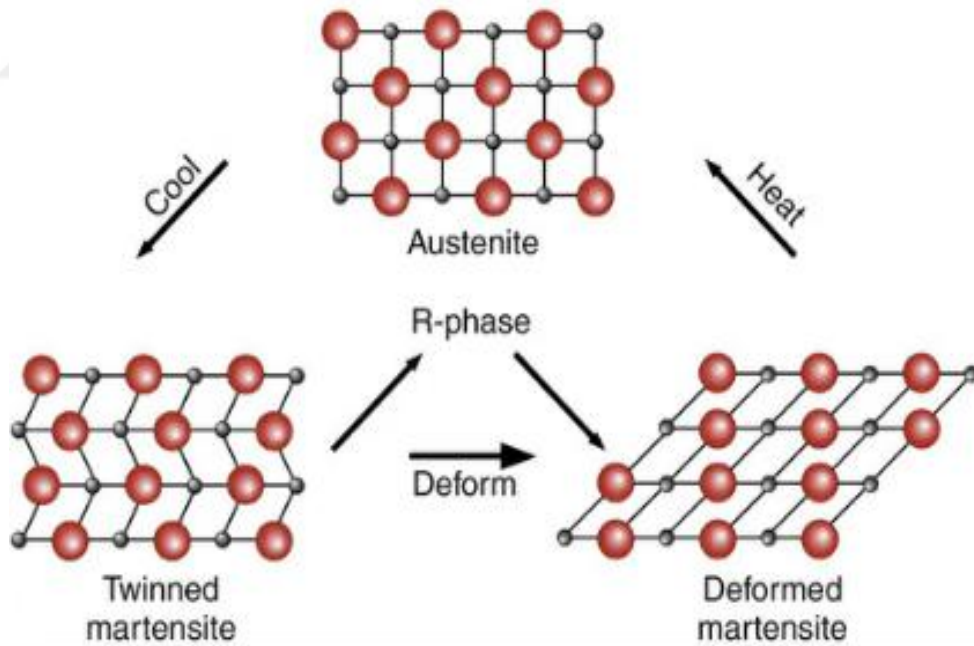
duvarında şiddetli düzleşme ayrıca kurvatürün dış tarafında aşırı madde uzaklaştırma ile ilişkilidir (47, 49). Orijinal kanal kurvatürünü korumak için en küçük paslanmaz çelik aletler kullanılsa da bu istenmeyen etkiler metalik hafıza ve aletlerin doğası ile açıklanabilir (33, 17). Özellikle boyutu #20'den büyük olan esnek olmayan aletler eğri kanalların içinde kendilerini düzeltmek için bir belirgin eğilim gösterirler. Eğer ilk kullanılan kanal aleti eğri kanalın dış yüzü boyunca dentini aşırı preparasyona başlarsa, bu etki her bir kullanılan daha büyük boyutlu enstrüman ile yoğunlaşacaktır (49, 50).

Son yıllarda, birçok çalışma kanal preparasyonunda enstrüman uç modifikasyonlarının etkisini değerlendirmiştir. Azaltılmış uç ya da geçiş açısı ve radyal düzlemi eklenmiş kesmeyen uca sahip enstrümanların (33) geleneksel uca sahip benzer enstrümanlar ile karşılaştırıldığında eğri olan kök kanalının iç kısmında daha fazla madde kaldırdığı ve daha az kanal transportasyonu yaptığı görülmüştür (51, 52, 34). Modifiye uçları olan kanal aletleri; paslanmaz çelik ya da nikel-titanyum el aleti veya döner nikel-titanyum kanal aleti olmasından bağımsız olarak orijinal kanal eğrilik muhafaza üstün olduğu açıkça kanıtları bulunmaktadır (53, 21, 33). Bununla birlikte, kesici olmayan uca sahip daha esnek paslanmaz çelik kanal aletleri ciddi eğri kanallarda yeterli merkezi genişleme açısından tam olarak tatmin edici sonuçlar üretmemektedir (24, 48).

2.2.2. Nikel-Titanyum Döner Kanal Aletleri

Civjan ve ark. (54), endodontik tedavi için Ni-Ti alaşımları kullanımını öneren ilk araştırmacıdır (4). O zamandan beri, Ni-Ti aletler, paslanmaz çelik kanal aletlerine göre bir alternatif olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Nikel titanyum (Ni-Ti), ağırlıkça % 55 Nikel ve % 45 Titanyum (Nikel azalttırılarak % 2'den az Kobalt eklenebilir), aynı sayıda Ni ve Ti atomu kullanılarak alaşım elde edilir. En sık bilinen tipi Nitinol 55'dir. Diğer bir tipi ise Nitinol 60 olup % 5 daha fazla Ni içerir. Bu alaşım el aletleri için kullanılmış olmakla birlikte farklı özelliklerinden dolayı, (düşük şekil hafıza etkisi, artan ısı muamelesi ve artan sertlik) Nitinol 55'e göre kullanışsızdır.

Ni-Ti paslanmaz çelikten daha yumuşaktır. Düşük elastisite modülüne sahip Ni-Ti, esnek bir alaşım olup şekil hafızası ve süper-elastisiteye sahiptir (6). Bu alaşımın sahip olduğu şekil hafızası ve üstün elastikiyet özelliğinden dolayı bükülme ve burulma için sahip olduğu elastik sınır, çelik kanal aletlerinkinden iki ila üç kat daha fazladır (13). Elastikiyet modülü Ni-Ti alaşımlarında çelikten çok daha düşüktür, bu nedenle çelik aletlerle karşılaştırıldığında radiküler duvar dentine çok daha düşük kuvvetler uygulanır. Bu benzersiz özellikler, Ni-Ti'nin 'şekil hafızalı alaşım' olarak adlandırılan iki farklı kristalin formunda (Austenit ve Martensit) mevcut olmasıyla ilişkilidir. 100°C' ye kadar düşük ısıdaki fazı martensitik veya daughter faz olup, yüksek derecedeki fazı austenitik veya parent fazdır. Austenitik faz, sabit bir sıcaklıkta belirli bir dereceye kadar soğutulduğunda, stres uygulayarak martensitik faza dönüşür ve bu şekilde esneme için hafif kuvvet gerekir. Gerilme serbest bırakıldıktan sonra metal austenitik faza geri döner ve eğer orijinal şeklini alır (Şekil 2.6). Ni-Ti'nin metalik özelliklerinden dolayı, çelik aletler için normal olan % 2'den daha büyük taper açısına sahip aletlerin üretimi mümkün hale gelmiştir (55).



Şekil 2.6. Ni-Ti alaşımı faz değişimi (56)

Şekil hafızası ve süperelastisite, diğer diş hekimliği disiplinlerinde olduğu gibi endodontide de Ni-Ti alaşımları ile elde edilen başarının temel nedenidir. Ni-Ti eğenin herhangi bir deformasyon işareti olmaksızın orijinal formuna geri dönmesi hafıza etkisi olarak bilinir. Bununla birlikte, klinisyenin farkında olmadan ani bir kırık alette oluşabilir (57). Ni-Ti aletlerin düşük özgül ağırlığı, süperelastik oluşu ve düşük ısı iletme özelliğinin yanı sıra ve diğer alaşımlara kıyasla üstün korozyona karşı direnci ve biyo-uyumluluğu, üstün olan özelliklerindendir (58). Ni-Ti aletleri orijinal kanal anatomisini korumada ve transportasyon, perforasyon riskini azaltmada diğer geleneksel kanal aletlerine göre üstün olduğu belirtilmektedir. Ni-Ti enstrümanlar kullanılarak yapılan preparasyonlarda daha az kuvvet gerektirdiği (59, 60) ve % 20 daha az preparasyon süresi (61, 62) olduğu da yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (4).

Ni-Ti'nin Vickers sertlik değeri, 300-350 V arasında olup, Yine aynı değeri 530 V olan paslanmaz çelikten oldukça düşüktür. Her iki değer de koronal (70 V) ve kök kanal dentininden (30-35 V) daha da yüksektir. Ni-Ti aletlerde kesici kenarların aletlerin korundan daha yumuşak olduğunu çalışmalarda gösterilmiştir. Ni-Ti aletlerin kesme etkinliğini tam olarak değerlendirememiş olmakla birlikte, aynı boyutta paslanmaz çelik kanal aletlerinden %50 daha azdır. Bu sebeple kesme etkinliğini arttırmak için daha büyük konikliğe sahip Ni-Ti döner aletler üretilmektedir (63).

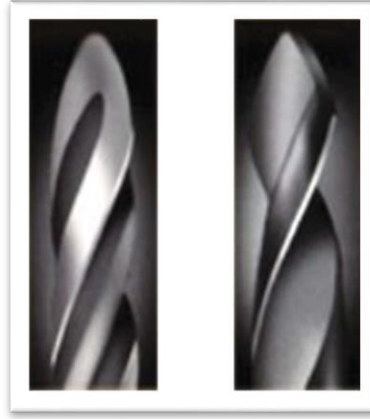
Endodontik kanal preparasyonundan beklenen amaçların, paslanmaz çelik el aletleri kullanılarak elde etmesi zor olabilir (64). Döner nikel-titanyum (Ni-Ti) enstrümanların piyasaya girişi ile optimum kanal şekillenmesinde önemli bir adım atılmıştır (55). Bu yaklaşım el ile yapılan preparasyona göre daha hızlı ve daha güvenli olduğu düşünülmektedir (62). Ancak, Ni-Ti döner aletlerin ani kırık riskleri (5, 6) klinisyenler arasında hala bir endişe kaynağıdır (65, 66). Endodontik kanal aletinin merkezlenme kabiliyeti; hem kök kanalı anatomisinden (eğrilik derecesi ve eğimi) hem de kök kanal aletinin tasarımı (helikal açıları, sarmal yapısı, kesme açısı, kesme açısı, radyal alan, özellikle uç tasarımı, enine kesit tasarımı ve konikliği) ve alaşımından etkilenir. Ayrıca kanal aleti ile uygulanan preparasyon tekniğinden [kuvvet (örn. apikal basınç) ve hareket (örn. rotasyon veya resiprokasyon ya da

adaptif hareket)] de etkilenmektedir (67). Daha düz kök kanallarında, alet kanal duvarlarında daha az kısıtlama altındadır ve bu da aletin kanalın daha ortasında, merkezde kalmasını sağlamaktadır (7).

Geleneksel paslanmaz çelik el aletleri ile kanal preparasyonu zaman alıcıdır ve çoğu zaman, özellikle de dar ve eğri kanallar arzu edilen kanal şekli elde etmek için başarısız olur, sonuçta kanal dolumu engellenebilmektedir (68). Bu geleneksel enstrümanların eksikliklerin giderilmesi amacıyla, nikel-titanyum (Ni-Ti) aletleri geliştirilmeye devam etmektedir. Örneğin Ni-Ti alaşımın metalürjik özelliklerinin değiştirilmesi (69), kanal aletlerinin taper açılarının arttırılıp azaltılması gibi (70) yenilikler yapılmıştır. Metalürjik özelliklerinin değiştirilmesi ile kolay kırılmayan aletler üretmek ve taper açılarının değiştirilmesi ile kesme etkinliklerinin verimliliğini arttırmak amaçlanmaktadır (71).

Yıllar boyunca, birçok nikel-titanyum (Ni-Ti) enstrümanlar kök kanal hazırlığını daha iyi hale getirmek için geliştirilmiştir. Bunlar uç ve koniklik (taper) dizaynları, radyal alanlar, kesme (rake) açıları, helikal açıları ve sarmal (pitch) yapısı gibi farklılıkları ile çeşitli tasarımlar mevcuttur (72). Bunlardan kısaca bahsetmek Ni-Ti kanal aletlerini anlamak açısından önemlidir:

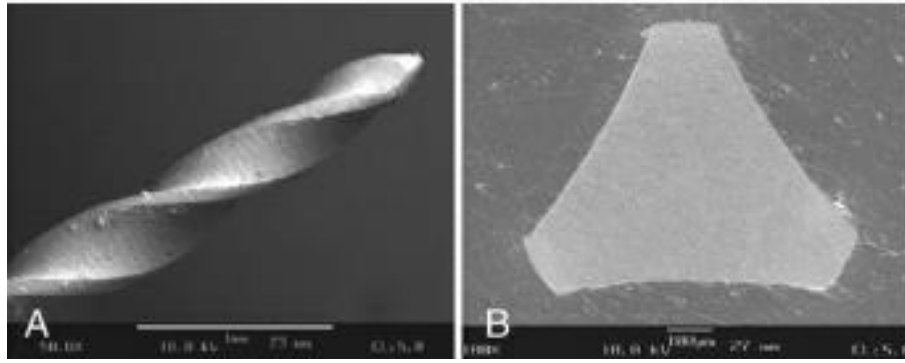
Uç dizaynı: İki tip dikkati çekmektedir (73, 74) (Şekil 2.7). Dönen eğelerdeki kesici uçlar çok agresiftir. Kesici uçlar, dar ve kalsifiye kanallara girme kabiliyeti olsa da iki ciddi sakınca doğurmaktadırlar. Bunların ilki, kök dışına eğenin çıkmasıdır. Kesici olmayan bir uçla kök dışına çıkmak, kök ucunda düzgün bir yuvarlak oluşturur ve bu durum non-standardize bir gutta perka ile doldurularak kolaylıkla giderilebilir. Ancak, kesici uçlarla oluşturulan perforasyon, kök ucunun elips bir şekil almasına neden olarak tamiri ve kanalın doldurulması için zor bir duruma neden olur. İkinci sakınca ise, kesici uçlu eğelerin sapma oluşturma potansiyelidir (75).

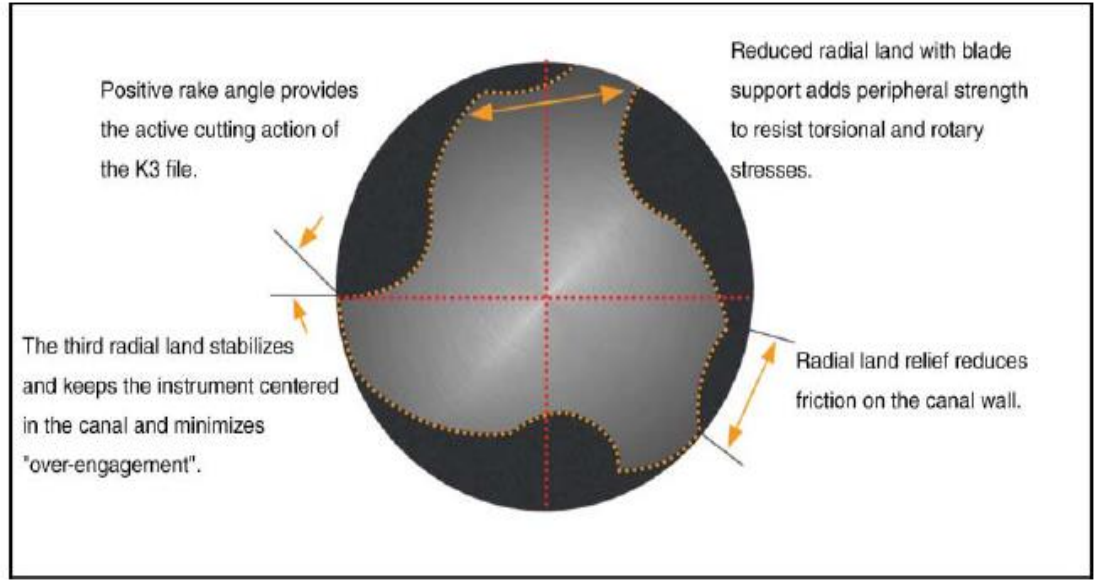


Şekil 2.7. Kesici olmayan uç ve güvenli kesici uç (56)

Koniklik (taper) dizaynı: Kök kanalını şekillendirmede iki seçenek bulunmaktadır. İlk seçenek, aynı konikliğe ve farklı apikal uç çaplara sahip eğelerle kök kanalını şekillendirmektir. Sabit koniklikteki (.02) değişken uç çaplarına sahip el eğeleri bu duruma bir örnek teşkil edebilir. İkincisi, değişken veya artan konikliği tercih eden ekoldür. Bu eğeler, apikal uç boyutları eş fakat .04’den .12’ ye değişen konikliklere sahiptirler. Değişken veya artan konikliğin arkasında temel yatan mantık, birbirini takip eden her kanal aletinin sadece kanal duvarının minimal yüzeyine temas etmesidir. Böylece sürtünme direnci azalacak ve eğenin çalışmasında daha az torka ihtiyaç duyulacaktır (76). Farklı Ni-Ti döner aletlerin döngüsel yorulma-kırılma testlerinde, araştırmacılar .06 taperlı kanal aletlerin kırılmaya karşı .04 taper aletlere göre daha az direnç gösterdiklerini bulmuşlardır (59). Shen ve arkadaşları, çeşitli geometrik tasarımlı Ni-Ti döner aletleri ile meydana gelen durumları karşılaştırmışlar ve kırılmış aletlerin çok yüksek bir yüzdesinde (% 21) kademeli olarak büyüyen tapera ve çok daha düşük bir yüzde (% 7) sabit taperlı kanal aletler olduğunu belirtmişlerdir (77).

Radyal alan: Radyal alan (radial land), aksiyel olarak merkezi aksdan, yivler arasında, mümkün olduğu kadar kesici kenardan uzak bir yüzeydir (Şekil 2.8). Kanal aletini kanalın merkezinde tutan kesici olmayan uç ve radyal alan kombinasyonudur (Şekil 2.9). Radyal alanların değerlendirilmesindeki diğer bir kriter de bıçak desteğidir.

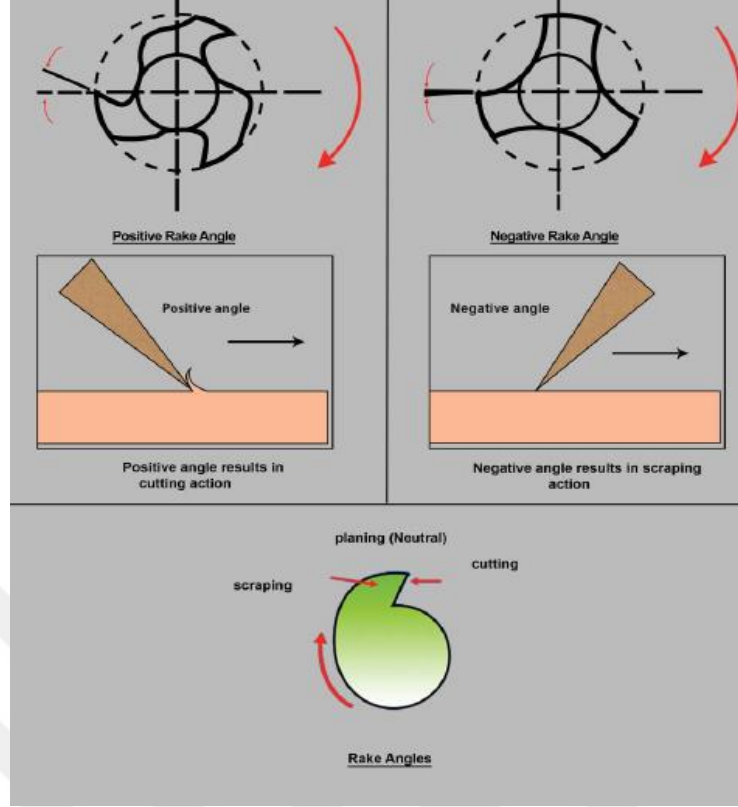




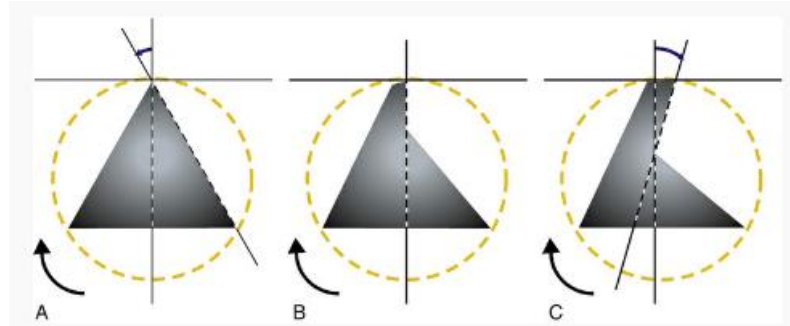
Şekil 2.10. Gömülü radyal alan (56)

Kesme (rake) açıları: Kesme (rake) açıları da önemli bir parametre olup bir kanal aletinin kesme etkinliğini belirlemektedir. Kesme (rake) açısı kanal aletinin uzun aksına dik olan kesitle kesici yüzeyin oluşturduğu açıdır (Şekil 2.11). Kesici açı ise, kanal aletinin kesici kenara dik kesildiğindeki çap ile kesici kenar arasındaki açıdır. Pozitif kesme açısı, nötral kesme açılarından daha etkin kestiğinden kanalı genişletirken daha az enerji gerektirir. Çoğu konvansiyonel endodontik eğe negatif ve nötral kesme açısı gösterir. Negatif rake açısına sahip aletler dentin duvarlarının kesilmesi yerine kazıma yapılmasına izin verir. Bu nedenle, kanalın bu şekilde genişlemesi sırasında daha fazla basınç gereklidir ve torsiyonel yüke ve aynı zamanda döngüsel yorgunluğa yatkınlığa neden olur (60).

Negatif kesme açısı daha az agresif olup fakat kanal aletinin kesiciliği gövde dizaynıyla değiştirilebilir. Bununla birlikte ideal kesme açısının tam pozitif olması yerine çok az pozitif olması da önerilmiştir. Tam pozitif kesme açısı, dentinin kesilmesine ve dentine kanal aletinin saplanarak kanal aletinin kırılmasına neden olabilir (76) (Şekil 2.12).



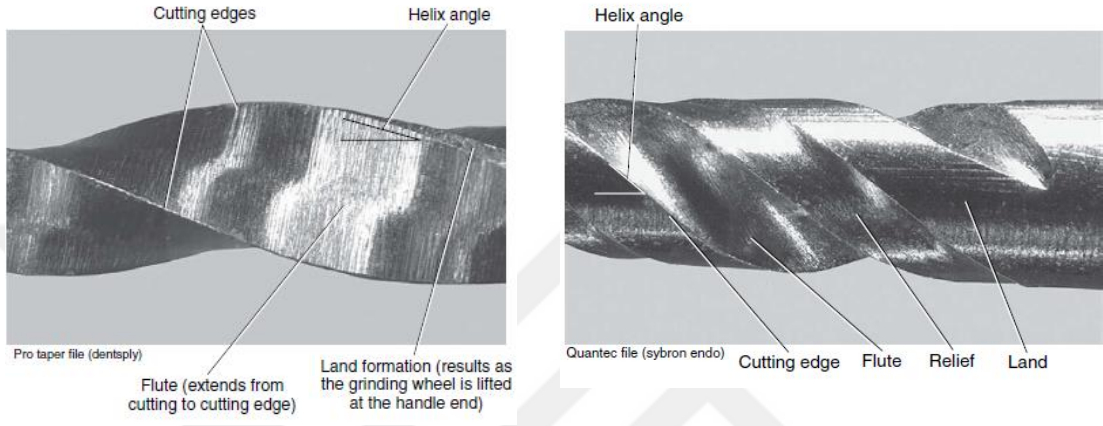
Şekil 2.11. Rake açısı (56)



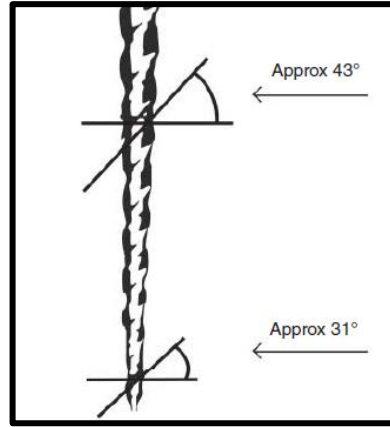
Şekil 2.12. Kesme (rake) açıları A.Negatif B. Sıfır C. Pozitif kesme açısı (14)

Helikal açılar: Helikal açı, kesici kenarla kanal aletinin uzun aksı arasındaki açıdır (Şekil 2.13). Bu açı döner kanal aletlerin performansını artıran önemli bir özellik olarak karşımıza çıkar. Döner alet kanalda iken, dentinal debrislerin çabuk ve etkin bir biçimde uzaklaşması arzu edilir. Sabit helikal yiv açısına sahip kanal aletleri, debrisin özellikle kanal aletinin koronal kısmında birikmesine neden olur.

Kök kanallarının preparasyonu esnasında aynı helikal açı gösteren kanal aletleri vidalanma kuvvetlerine karşı daha savunmasızlardır. Helikal açının değişken olmasıyla debris daha etkin uzaklaştırılır ve kanal aletinin kanal içine vidalanma olasılığı böylece azaltılmış olur (60). Değişken helikal açı özelliği sonucunda ise debrisin kolay bir şekilde uzaklaştırılması sağlanır (Şekil 2.14).



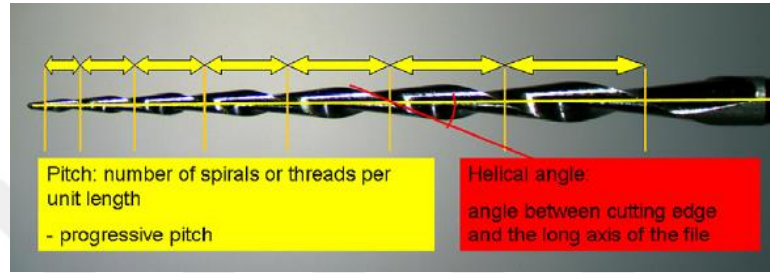
Şekil 2.13. Farklı Ni-Ti döner kanal aletlerin helikal açıları (14)



Şekil 2.14. Değişken helikal açıları (56)

Sarmal (pitch) yapısı: Sarmal; uzunluk birimi başına düşen spiral sayısıdır. Sabit sarmal ve sabit helikal açı kanalın içine sıkışmayı sağlamaktadır. Sabit taperlı kanal aletleri kullanıldığında; bu durum, özellikle daha da belirgin bir hal alır (74).

Daha uzun vida adımı, helikal açıyı azaltır ve bu da kanal aletinin vidalanma eğilimini azaltacaktır (60) (Şekil 2.15). Diemer ve Calas, vida adımının artmasının torsiyonel gerilmelerini azalttığını ve bu kısa vida adımı olan kanal aletlerinin uzun vida adımı olan kanal aletlerine göre vidalanma olasılığından iki kat daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Bu durum ise klinik bir dezavantaj olarak karşımıza çıkar (79).



Şekil 2.15. Artan vida adımı ve değişen helikal açı (67)

Süper elastik nikel-titanyum alaşımı aletlerin günümüze gelmesi ile paslanmaz çelik aletlere göre, bu kanal aletlerinin kanal duvarlarına çok daha düşük bir kuvvet uygulamaları ile sonuçlanmaktadır (55, 13). Eğri kök kanallarında nikel-titanyum el aletleri kullanıldığında muadilleri paslanmaz çelik aletlere kıyasla orijinal kanal kurvatüründen daha az sapma gösterdikleri ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır (46, 49). Ayrıca, esas olarak nikel-titanyum aletlerin artan esnekliği sayesinde ISO standartlarında % 2 taper açısı olan paslanmaz çelik aletler ile karşılaştırıldığında, daha büyük taper açılı kanal aletleri üretmek olanaklı hale gelmiştir (55, 21, 13). Paslanmaz çelik el aletlerinden daha az prosedürel hata ile eğri kök kanallarının hazırlanması için özellikle uygun olan bu Ni-Ti döner aletlerinin neredeyse her biri kesmeyen uçlara sahiptir. Aslında, bu araçların neden olduğu mutlak kanal transportasyon büyüklüğü ise çok küçük bulunmuştur (55, 80, 62). Nihai apikal preparasyon boyutu #30 numaradan daha büyük olduğu zaman paslanmaz çelik el aletleri karşı döner nikel titanyum merkezlenme yeteneği farklılıklar daha belirgin hale gelmektedir (55, 17). Hatta aktif kesme kenarlara sahip bu döner aletler kök kanallarının orijinal kurvatürünün korunmasını olumsuz

etkilemediği görülmüştür (21, 80, 31). Yine de bu aletler dikkatli kullanılmalıdır ve en kısa sürede enstrümantasyon apikal uç nokta ulaşılır ulaşılmaz tamamlanmalıdır. Aksi halde, aşırı preparasyon apikal kanal transportasyonu riski ile sonuçlanabilecektir (31, 17). Ayrıca, .04'ten büyük taper açısına sahip döner aletler ile yapılan apikal preparasyon kurvatürün dış yönüne doğru bir kanal transportasyonuna neden olabileceği için böyle bir işlem yapmaktan sakınılmalıdır (81, 17).

Eğri kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi prosedürü sırasında, aletlerin büyük bir kesme etkisi koronalde eğriliğin iç yönüne doğru, apikal üçlü alanda ise dışa doğrudur (82). Bu nedenle eğri kanallarda tüm preparasyon teknikleri için kanal transportasyonu riski mevcuttur (83, 84). Ni-Ti döner aletlerin kullanımı ile kanal preparasyon kalitesi arttırılmıştır. Bununla birlikte, aynı zamanda, Ni-Ti aletleri orijinal ekseninden kök kanal düzleşmesi ve transportasyonu da rapor edilmiştir (85-87, 84). Dar kök kanalında; özellikle de apikal kısmı içinde, Ni-Ti aletin uç çapından daha küçük bir kanal ile karşılaşır, alet bloke olma eğilimi gösterir veya yapısal hasara uğrar (88, 84). Bununla birlikte, bir engelsiz giriş yolu ile önceden pre-flaring ve glide path oluşturulmasının önemi alet kırılması insidansını azalttığı rapor edilmiştir. Bu nedenle, en azından kanalda kullanılacak ilk döner alet ucunun çapı ile aynı boyuta bir glide path hazırlanması tavsiye edilmektedir (88, 89). Kılavuzu giriş yolu, pre-flaring ve manuel glide path oluşturma özellikle genel pratisyenler tarafından paslanmaz çelik el aletleri ile yapıldığında apikal zip ve dirsek oluşumu gibi kanal sapmaları daha sık meydana gelebilir (90, 84). Birden fazla eğriliği olan kök kanallarının sayısı ise düz kanallar gibi oldukça fazla durumdadır (83, 84).

Nikel-titanyum alaşımının (Ni-Ti) kullanımıyla döner aletlerinin kanal şekillendirme kalitesinin geliştirilmesi sağlanmıştır (91-93). Farklı Ni-Ti sistemleri de (M-Wire, R-fazı, Kontrollü hafıza [CM] ve geleneksel Ni-Ti) kullanılarak çok sayıda kök kanal şekillendirme tekniği ile farklı alet kinematiği (devamlı rotasyon, resiprokasyon ve adaptif hareket) orijinal kanal şekil merkezini korumak amacıyla geliştirilmeye devam etmektedir (94-96). Döner Ni-Ti aletlerdeki teknolojik gelişmeler yeni tasarım kavramlarına yol açmış ve çok daha az hata iatrojenik hata

ile orijinal kanal şeklinin korunarak kolay ve daha hızlı şekillendirme teknikleri oluşumunu sağlama yönünde adımlar atılmıştır (21, 96).

2.3. KÖK KANAL PREPARASYON YÖNTEMLERİ

Kanal aletinin çalışma boyunda eğeleme hareketiyle kullanıldığı konvansiyonel genişletmenin özellikle eğri kanallardaki olumsuz hareketlerinden dolayı konik kanal genişletme yöntemleri ortaya çıkmıştır (44). İlk kez 1956'da Seidler (97) kanal sisteminin konik şekilli genişletilmesini önermiştir. Kök kanalı genişletme yöntemleri; uygulamadaki farklılıklarından dolayı 'apikalden koronere doğru uygulanan genişletme yöntemleri (step-back)' ve 'koronerden apikale doğru uygulanan genişletme yöntemleri (crown-down)' olarak iki gruba ayrılabilir.

'Step-back' preparasyon, koronal genişletme ile konservatif apikal preparasyonu içermektedir. Çalışmalar 'step-back'i tatmin edici bir kök kanal şekillendirme yöntemi olduğunu göstermekle birlikte, zaman alıcı olup prosedürel hatalara açık hale getirmektedir (98). Bunun tersi olan 'crown-down' metodu, diş hekimleri arasında gittikçe artan bir popüleriteye sahip olmaktadır. Koronal üçlünün genişletilmesiyle başlayan 'crown-down' metodu, apikal preparasyon ile tamamlanır. 'Crown-down' preparasyon, koronal dentinin kolay kaldırılmasına izin vermesi ve çalışma boyunun herhangi bir temizleme ve şekillendirme sırasında korunmasını sağlaması nedeniyle yararlı bir tekniktir. Konik kanal genişletme yöntemlerinin tüm avantajlarını içeren 'crown-down' metodu kanalın koronalden apikale genişletilmesiyle daha az apikalden debris taşırılmasına sebep olur (44).

'Crown-down' metodu, kullanılan preparasyon tekniği veya kanal aleti tipinden bağımsız olarak etkin bir şekilde, kanal preparasyonuna olanak sağlar. Bununla birlikte, Ni-Ti aletlerdeki stres limitlerine ve arttırılmış konik yapısına bağlı olarak tüm Ni-Ti döner kanal aleti sistemlerinin ana prensibi 'crown-down' preparasyondur. Step-back ile hekim dar bir kanala #20 veya #25 kanal aletini yerleştirdiğinde kanal içinde bir sıkışma hisseder. Çoklukla, sıkışmanın apikal üçlüde olduğu düşünülür. Oysa kanal aleti, kökün koronal yarısında kalmıştır. 'Crown-

down' tekniği kullanıldığında servikal yapı elimine edilmiş ve koronal dentin pasif olarak daha büyük kanal aletleriyle kaldırılmış olur. Böylece daha küçük kanal aletlerinin apikal üçlüye ulaşması kolaylaşıp, kanalın apikal üçlüsündeki dokunsal duyu artar. Kanal aleti koronal üçlü yerine sadece apikal üçlüde sıkışarak ve daha ideal proprioseptif özelliklere sahip olur (56).

Ek olarak, crown-down tekniği endodontik irrigant olarak kullanılan sodyum hipokloritin etkinliğinin artışına neden olmaktadır. Bu yöntem sayesinde, irrigantın apikal bölgeye daha hızlı ve daha derin penetrasyonu sağlanır. Apikal üçlüde, sodyum hipokloritin varlığı, antimikrobiyal etkinliğinin artmasına ve doku çözme özelliğinin etkinleşmesine neden olacaktır. Irrigant etkinliğinin artısı, debrisin koronal yönde hareket etmesini sağlayan döner eğe dizaynı ile birleştiğinde post-operatif komplikasyon riski ise azalacaktır. Geleneksel step-back tekniğinde, periapikal olarak debrisin itilmesine neden olan bir piston etkisi gelişmektedir. Döner aletler ve 'crown-down' tekniğiyle kullanımı sonucunda ise doku ve debris apikal olarak itilmekten çok, koronal olarak çekilmektedir (44).

2.4. KÖK KANAL PREPARASYON ETKİNLİĞİNİN İNCELENDİĞİ SİSTEMLER

Döner Ni-Ti sistemleri ile kök kanallarının şekillendirilmesi, çoğu kanal şeklinde kullanılmasının yanı sıra özellikle S-şekilli kanalların şekillendirilmesinde kullanılmasının birçok avantaja sahip olduğu görölmektedir. Özellikle Ni-Ti döner şekillendirme aletlerini kullanmadan önce giriş yolunun hazırlanması için Ni-Ti aletlerin küçük taper açısı ve yüksek esnekliği sayesinde (99), kök kanalının orijinal şeklini korumaya yardımcı olur (100). Bu nedenle S-şekilli kanalların apikal preparasyonu için #30 numaranın üzerindeki ve .04'den büyük taper açılı Ni-Ti aletlerin kullanılmaması önerilmektedir (101). Günümüze kadar döner alet sistemlerinin gelişimi ve kullanımı aletlerin kesit tasarımı, uç tasarımı, konikliği, kesici bıçakları, alaşımlar ve alet hareketi gibi birçok yönüyle değişikliğe uğramıştır. Yıllar boyunca birçok farklı Ni-Ti sistemi piyasada tasarlanmış ve piyasaya sürölmüştür (13).

2.4.1. ProTaper Next

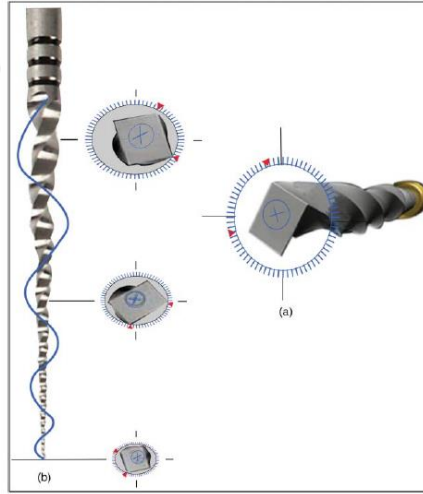
2013 yılında kullanılmaya başlanan ProTaper Next (PTN) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi ProTaper Universal (PTU) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sisteminden sonra piyasaya sunulan yeni sistem döner aletlerdir. ProTaper endodontik kanal aletleri, 360° devamlı rotasyon ile çalışan ve ‘crown-down’ hazırlama tekniği ile birlikte büyük taperlı kanal aletlerinin kullanılması ile daha az kanal aleti kullanmak suretiyle çalışma süresini kısaltarak temizleme ve şekillendirmeyi kolaylaştırması amaçlanan endodontik döner alet sistemlerinden biridir (102). Bu aletler, aşamalı olarak azalarak değişen bir taper tasarımı, yeni dikdörtgen kesitli tasarım, M-wire teknolojisi alaşımı, benzersiz dönme kütlesini ve dengelenmiş rotasyon merkezini birleştirmiştir (103). (Fotoğraf 2.1).



Fotoğraf 2.1. ProTaper Next (PTN) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)

ProTaper Universal kanal aletleri ProTaper Next sisteminin öncülerinden ve yaygın olarak kullanılmaktadır (104). PTU sistemdeki kanal aletleri değişken bir konikliğe, dışbükey üçgen kesite, sürekli değişen helikal açığa ve modifiye rehber uca sahiptir. Bununla birlikte, PTU aletlerin, kanal preparasyonunda S-şekilli kanalların şeklini korumak için kötü bir yeteneği olduğu rapor edilmiştir. Bunun

nedeni olarak da daha büyük konik tasarımının daha az esneklik sağladığı yönünde açıklama yapılmıştır (100). PTU geleneksel Ni-Ti alaşımdan yapılır ve kök kanal tedavisinde yaygın olarak kullanılır; diğer yandan PTN ise M-wire ısıtım işlemi ile üretilmiştir (105). Araştırmalar, PTN aletlerin orijinal kanal eğriliğini koruduğu ve ciddi eğri kanallarda güvenle kullanıldığını ortaya koymuştur (106, 107). PTN sistemin üretildiği nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımı olan M-wire ısıtım sürecinin, kesme verimliliğini koruyarak, esnekliği ve bükülme yorgunluğuna karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir (108, 109). PTN döner alet sisteminin sahip olduğu metalürji ve tasarımdaki farklılıklar, simüle edilmiş S-şekilli kanallarda en az sayıda zip ve basamak ile orijinal kanaldan sapma gösterdiği çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir (110, 10). PTN kanal aletinin kesit alanı, kanal aletini yılan benzeri özgün bir asimetric hareketle döndüren, merkezden uzak bir dikdörtgen şeklinde görünmektedir (108). Bu dikdörtgen kesit tasarımı ve asimetric dönme hareketinin kanal şekillendirme etkinliğini arttırdığı çeşitli araştırmalarda bildirilmiştir (111, 112) (Şekil 2.16).

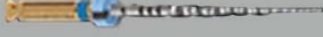
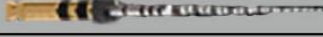


Şekil 2.16. ProTaper Next A. Enine kesiti B. dikdörtgen kesit, asimetric dönme hareketi ve M-wire Ni-Ti alaşımı (56)

Bu tasarım özelliği vidalama etkisi, intra-operatif tork değerleri ve kanal aletlerinin temizleme kabiliyeti üzerinde etkili olabilir (106). Tüm bu özellikler PTN sisteminin sahip olduğu asimetric dönme kütle tasarımı; diğer simetric bir kütle ve

dönme eksenine sahip benzer boyuttaki kanal aletlerine kıyasla daha büyük bir hareketle daha fazla dentin kütlesini kesmesini ve alet ile kök kanalının dentin duvarı arasındaki temas alanı azaltılarak vidalanma etkisini ve taper-lock fenomeninin azaltmasını sağladığı belirtilmektedir (113, 12). Böylece, daha küçük ve daha esnek PTN aletler, merkezi kütlesi ve dönme eksenini (8) olan büyük ve daha rijit kanal aletinin preparasyonu ile aynı boyutta preparasyon yapabilir (103, 96). Buna ek olarak, taper açısının sabit olmamasıyla, tüm aletler aktif kesme bıçakları boyunca değişken bir konikliğe sahiptir olacaktır (114).

PTN sistem, X1 (17.04), X2 (25.06), X3 (30.07), X4 (40.06) ve X5 (50.06) olmak üzere 5 şekillendirme kanal aletini içerir (112). Apikal bölümde, PTN kanal aletleri (X1, X2 ve X3), PTU bitirme aletlerinden (F1, F2 ve F3 ve .07, .08 ve .09) daha az taper açısına sahiptirler (sırasıyla .04, .06 ve .07) (113, 96) (Şekil 2.17).

PROTAPER UNIVERSAL	PROTAPER NEXT	
SX 0.19/.04		
S1 0.18/.02	X1 0.17/.04	
S2 0.20/.04		
F1 0.20/.07		
F2 0.25/.08	X2 0.25/.06	
F3 0.30/.09		
F4 0.40/.06	X3 0.30/.07	
	X4 0.40/.06	
F5 0.50/.05	X5 0.50/.03	

Şekil 2.17. ProTaper Next kanal aletleri (56)

2.4.2. TwistedFile Adaptive

Eşkenar üçgen kesitli R-Fazlı Ni-Ti ile yapılan TwistedFile (SybronEndo, Orange, CA) endodontik kanal aletleri saat yönünde sürekli rotasyon ile kullanılmak üzere tasarlanmış Ni-Ti döner alet sistemidir (93). Son zamanlarda, SybronEndo (Orange, CA, ABD) TwistedFile döner alet sisteminin üzerinde çalışıp yenileyerek TwistedFile Adaptive (TFA) sistemini geliştirmişlerdir (Fotoğraf 2.2).

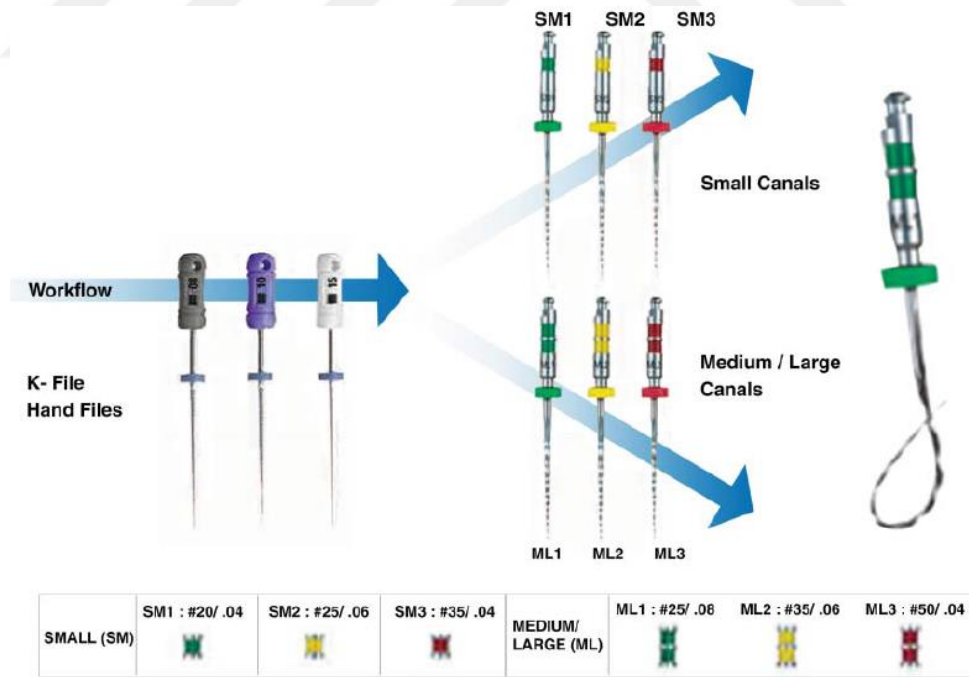


Fotoğraf 2.2. TwistedFile Adaptive (TFA) (SybronEndo, Orange, CA, ABD)

Sistemin sahip olduğu R-fazlı ısıl işlem, metalin bükülmesi ve özel yüzey iyileştirme tasarım özellikleri, TFA döner alet sistemine; gelişmiş mukavemet, esneklik ve yorulma direnci sağladığı (12), orijinal kanal merkezini koruduğu ve kanal transportasyonunu en aza indirdiği bildirilmiştir (115). Üretici, bu adaptif hareket teknolojisi ve R-faz uygulamasını kullanan TFA alet tasarımının debris kaldırma (96) ve esnekliği arttırdığını ayrıca kanal aleti üzerine yerleştirilen basıncın miktarına bağlı olarak kanal aletinin kanal içi torsiyonel kuvvetlerine uyum sağlamasına izin verdiğini iddia etmektedir (116, 117). Bu sistem, cihaz minimum yüke maruz kaldığında saat yönünde kesintisiz bir rotasyon ve kanal aleti dentine girdiğinde, yük uygulandığında resiprokal hareketi (370° saat yönünde ve 50° saat yönünün tersine) birleştiren Adaptive hareket ile TwistedFiles Adaptive (TFA) adı verilen TwistedFile (TF) kanal aletlerinin özel bir dizisini içerdiği belirtilmektedir (118, 119). Adaptif harekette resiprokal dönüşünün saat yönünde ve saat yönünün tersine dönme açılarındaki değerleri farklı olmaktadır. Kesme yönünde (saat yönünde) büyük bir dönme açısı, kanal aletinin kanala ilerlemesine ve dentini

kesmesine izin verirken, ters yönde (saatin tersi yönünde) daha küçük bir açı, torsiyonel stresin neden olduğu kanal aleti kırığı riskini de en aza indirdiği çalışmalarda bildirilmiştir (120). Ayrıca, TFA kinematığı, cihaz üzerinde oluşturulan sürtünme kanal içerisinde oluşan strese ve yüke dayalı olarak sürekli rotasyon ve resiprokal hareketler arasındaki hareketi otomatik olarak uyarlayan özel bir motorun (Elements Adaptive motoru; SybronEndo) kullanılmasını içerir. Başka bir deyişle, kanal aleti kanalda hafifçe uygulandığında sürekli bir rotasyon hareketi ve artan torsiyonel stres sırasında resiprokal hareket modu ile çalışılır (109).

TFA küçük/orta (SM) şekillendirme dizisi, aşağıdaki uç boyutları ve taper açısı olan üç Ni-Ti kanal aletinden oluşur: SM1 (20.04), SM2 (25.06) ve SM3 (35.04) (121). Orta/büyük (ML) şekillendirme dizisi ise ML1 (25.08), ML2 (35.06) ve ML3 (50.04) üç Ni-Ti aletten oluşur. Bu tez projesinde SM1 (20.04) ve SM2 (25.06) sıralı ve basınçsız olarak ardışık olarak kullanıldı. SM1, kanal uzunluğunun üçte ikisinde kullanılarak; SM2 ise tam çalışma uzunluğunda kullanılmıştır (122) (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. TwistedFile Adaptive kanal aletleri (56)

2.4.3. Reciproc

Reciproc kanal aleti tanıtılmadan önce Balanced Force kuvvetinin tanımlanması gerekmektedir. Bilindiği gibi Balance force tekniği 1985 yılında kullanılmaya başlatılmış ve özellikle eğri kanallarda kanalın orijinal şeklini korumayı amaçlayan bir teknik olarak günümüze kadar gelmiştir (123). Balance force tekniği saat yönünde ve saat yönünün tersine hareketleri içeren kuvveti dengeli dağıtmayı amaçlayan bir tekniktir. Dengeli kuvvet tekniğine dayalı resiprokal hareket kavramı ise tek F2 ProTaper kanal aletini (Dentsply, OK, ABD) kök kanallarını şekillendirmek için resiprokal harekete geçiren araştırmacı Yared tarafından tanıtılmıştır. Yared, 2008'de tek bir aletle resiprokal hareket sağlayan yeni bir enstrümantasyon tekniğini önermiştir (124). Tanıtılan bu tekniğin, kök kanal eğriliğinin korunması (24, 125); kullanılan tek kanal alet sayısı ile preparasyon süresinin (126), maliyetin ve hekimin yorgunluğunun azaltılması, ayrıca tedavi sırasında muhtemel çapraz kontaminasyonun ortadan kaldırılması gibi bazı avantajları olduğu belirtilmektedir. Buna ek olarak bu teknikle, sürekli rotasyon hareketi ile kullanılanlara kıyasla cihazın ömrünün arttırdığı da bildirilmiştir (127).

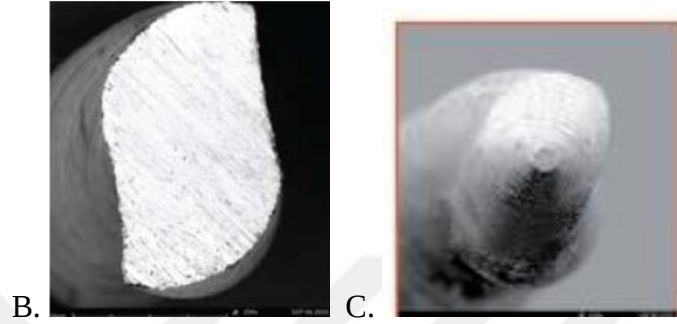
Resiprokal hareketin kinematiği içinde, alet hem saat yönünün tersine hem de saat yönünde iki hareket arasında 120° farkla dönmektedir. Her üç devir de cihazın tam bir dönüşü tamamlanır. Bu şekilde, her saniye 300 rpm'ye eşdeğer 10 alternatif hareket devri gerçekleştirilir. Enstrüman kesim yönünde döndüğünde ileri doğru ilerleyip kesmek için dentin üzerine yapışır. Ters yönde döndüğünde, kanal aleti dentinden ayrılır. Sonuç olarak kanal aletinin hafif bir apikal basınç ile kök kanalına doğru ilerlemesi sağlanmaktadır (18). Bu eylem döngüsel yorgunluğu azaltır (128) ve çalışma süresini kısaltılmış olur (129). Resiprokal hareketli bir alet (saat yönünün tersine 170°, saat yönünde 50°), diğer döner aletlere kıyasla daha düşük gerilim oluşumuna neden olacaktır (12).

Günümüzde, piyasada farklı, resiprokal hareket ile kullanılan kök kanallarını şekillendirmeyi yalnızca tek bir kanal aleti ile bitiren sistemler bulunmaktadır. Reciproc döner aletler (VDW, Münih, Almanya), eğri kök kanallarının hazırlanmasında güvenilir ve etkili olduğu bildirilmiştir (130, 19) (Fotoğraf 2.3).



Fotoğraf 2.3. Reciproc (R) (VDW, M n h, Almanya)

Reciproc, resiprokal hareket halinde kullanılır ve kanal aletinin esnekliğini artırmak ve döngüsel yorgunluğ  direnci artırmak için  zel Ni-Ti alaşımından (M-Wire) yapılmıştır (117). Resiprokal hareketli bir alet, sürekli dönen aletten daha kısa bir açısal mesafeye dönerek daha düşük gerilme değ rleri sağlar. Bu nedenle, resiprokal çalışan bir kanal aletinin uzun bir yorulma ömrüne sahip olması gerekir (131, 96). Bununla birlikte, apekse doğru ilerlemek için, resiprokal alet eşit iki yönlü hareket için apikale doğru başınca ihtiyaç duyar, benzer büyüklükteki bir döner aletten daha az etkili keser ve kanaldan çıkan debris parçalanmasında daha sınırlıdır (103). Tek kanal aleti sistemlerinden Reciproc; kesmeyen uç dizaynına ve S seklinde enine kesite sahiptir ve kök kanalı preparasyonu için tek bir kanal aleti kullanılır. Reciproc  reticileri, bir kök kanalı hazırlamak için üç aletten yalnızca birinin yeterli olduğunu belirtmektedir: R25 (25.08), R40 (40.06) veya R50 (50.05) (132) (şekil 2.19).



Şekil 2.19. A. Reciproc kanal aletleri B. S şeklinde enine kesiti C. Kesmeyen uç (133)

2.4.4. ProGlider

Ni-Ti döner aletlerin tanıtılması kök kanalı preparasyonunun kalitesini geliştirmiştir. Bununla birlikte, Ni-Ti kanal aletlerinin kök kanalını orijinal eksenini düzleştirip, kanal transportasyonu yapabileceği de bildirilmiştir (85, 87). Dar kanallarda, özellikle apikal kısımda, Ni-Ti kanal aleti ucunun çapından daha küçük bir kanal kısmıyla karşılaşır, kanal aleti dentine kilitlenme ya da yapısal bozulma eğilimi göstermektedir (88). Bununla birlikte, önceden pre-flaring ve bir glide path oluşturulmasının Ni-Ti kanal aletlerinin kırılma riskini önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir (84). Glide path, kanal ağzından fizyolojik sonlanmaya kadar oluşturulan düzgün bir radiküler tüneldir (134). Bu nedenle, kök kanalı en azından kullanılan ilk döner aletin ucuyla aynı boyutta bir çapta hazırlanmalıdır (89). Blum ve arkadaşları (135) kök kanalının herhangi bir bölümünde döner aletlerin çalışması için yeterli alan bulunduğunu doğrulamak için küçük esnek paslanmaz çelik el aletleri kullanarak bir glide path yaratmayı önermiştir.

Genel olarak, kanal aletlerinin çalışması için yeterli alan sağlamak ve taper-lock riskini önlemek için #15 K-file eğe kullanılarak bir glide path hazırlanması

önerilmektedir (72). Önceden pre-flaring ve manuel olarak glide path oluşturulması özellikle pratisyen hekim tarafından paslanmaz çelik el aletleri ile yapıldığında, apikal zip ve dirsek oluşumu gibi kanal sapmaları daha sık ortaya çıkabilir (90). Bu nedenle, mekanik kayma yolu oluşumu gereklidir. Manuel preparasyon ile karşılaştırıldığında, mekanik glide path oluşturma tekniği; orijinal kanal morfolojisini koruyarak post-operatif ağrı ve flare-up oranını düşürürken, prosedürel uygulama süresini önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir (136, 137). Bir başlangıç glide path oluşturmak ve önceki manuel enstrümantasyona olan ihtiyacı ortadan kaldırmak amacıyla Ni-Ti döner aletler yakın zamanda, piyasaya sürülmüş ve bu gereksinimi karşılamak için ilk olarak PathFile (PF) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) geliştirilmiştir. Geleneksel austenit Ni-Ti alaşımından üretilmiş sistem kare kesitli, uç çapı 0.13, 0.16, 0.19 mm olan, .02 sabit tapera sahip ve 21, 25 ve 31 mm uzunlukta olabilen üç aletten oluşmaktadır (84).

Mekanik pre-flaring için yeni ProGlider (PG) Ni-Ti döner kanal aleti Dentsply tarafından piyasaya sürülmüştür (Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (Fotoğraf 2.4). Üretici tarafından belirtildiği gibi kanal aletinin esneklik ve yorulma direncini artırmak için M-Wire Ni-Ti alaşımı kullanılarak bu sistem üretilmiştir. Sistem, kademeli değişken taper açısına (.02'den .08'e) sahip tek bir enstrümandan oluşur. PG kanal aleti; 21, 25 ve 31 mm uzunlukta ve uç boyutu 16.02'dir (138, 139).



Fotoğraf 2.4. ProGlider (PG) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)

2.5. KÖK KANAL PREPARASYON ETKİNLİĞİNİN İNCELENDİĞİ YÖNTEMLER

Literatürde, post-operatif kök kanal preparasyonunun, kanal transportasyonu ve merkezlenme kabiliyetinin laboratuvar değerlendirmesinde çeşitli modeller önerilmiştir. Bununla birlikte, araştırmalar genellikle çekilmiş dişlerle gerçekleştirilmiştir. Dişleri kullanmanın en büyük avantajı klinik durumun yeniden taklit edilmesidir. Ancak üç boyutlu kök kanalı morfolojisindeki farklılıklar değişiklikler, kullanılan dişlerin standardizasyonunu zorlaştırmaktadır (140, 8). Neticede olarak sonuçlar, ilgili değişkenden ziyade kök kanal anatomisinin farklılıklarının etkisini gösterebilmektedir (141, 8). Ayrıca, biyoetik endişeler ve kontamine olmuş örneklerden kaynaklanan çapraz enfeksiyon potansiyeli kurumlarda bu tür bir uygulama için mevcut bir tehdittir (8).

Laboratuvar temelli olan in vitro çalışmaların başlıca hedefi, belirli faktörleri güvenilir bir şekilde karşılaştırmaya olanak tanıyan en iyi yakalamayı hedefleyen, kontrol edilebilen koşulların oluşturulmasını sağlamaktır. Weine ve arkadaşları (1975), kök kanalı preparasyonunun değerlendirilmesi için önceden belirlenmiş herhangi bir çapa, şekle veya kavisle oluşturulabilen, açık renkli döküm rezinden simüle kök kanallarının kullanılmasını önermiştir (16). Tasarlanan bu model ile deneysel tasarımın tekrarlanabilir ve standardizasyonunu elde etmeyi hedefler (13). Rezin bloklarındaki simüle kök kanalları, doğal dişler arasındaki varyasyonu önlemek için genellikle standart çalışma modelleri olarak bilinmektedir (142). Rezin bloklar dişlerde bulunan çok düzlemli eğrilikleri, anatomik düzensizlikleri veya dışbükeylikleri içermez (35). Çünkü simüle edilmiş kök kanalları üç boyutlu çalışma uzunluğu, koniklik ve eğrilik açıları fabrikasyon olarak hazırlanmış ve çok az sapma gösterebilmektedir (13).

Bununla birlikte rezin kanal duvarlarının sertliği ve diğer fiziksel özelliklerinin insan kök kanal duvarlarınınkinden farklı olduğu da bilinmektedir (143). Simüle edilmiş L ve S-şekilli rezin blokları, rezin ile insan dişleri arasındaki sertlik farkından dolayı endodontik aletlerin klinik koşullarını tam olarak yansıtamayabilir (68, 95). Simüle kanallar ile araştırma yapan pek çok araştırmacı bulunmaktadır. Bunlardan bazıları Hiran-us ve arkadaşları (10), Wu ve arkadaşları

(104), Ceyhanlı ve arkadaşları (143) ve çeşitli araştırmalarda rezin bloklar kullanılmıştır. Yukarıda da bahsedildiği gibi rezin blokları doğal dişlere kıyasla intrakanal değişiklikler, tekrarlanabilirlik ve kök kanalı morfolojisinin standartlaştırılmasına olanak tanır (16, 142). İnsan dişlerinin kök kanalları, farklı düzlemlerde çok eğri gibi bazı düzensizlikleri temsil eder. S-şekilli rezin blokları, Ni-Ti sistemleri için standartlaştırılmış bir şartla bu zorluğu simüle edebilir. Ayrıca, simüle kanalların rezin bloklarında kullanılması, araştırma yöntemini standartlaştırma ve hazırlık sonuçlarını etkileyebilecek parametreleri hariç tutma fırsatı da oluşturacağından araştırmaların standartlaştırılmasına imkan sağlayacaktır.

Kanal aletlerinin simüle kanallardaki preparasyonundaki etkinliği; yaygın olarak fotografik değerlendirme ile yapılmaktadır (81). Resin blokların preparasyon öncesi ve sonrası görüntüler standart şekilde alındıktan sonra her iki görüntü üst üste getirilerek karşılaştırılır. Karşılaştırılan görüntüleri üzerinde ölçümler yapılarak kanal aletlerinin etkinliği değerlendirilir.

Resin blokların kullanıldığı bir diğer yöntem ise kanaldan silikonla ölçü almaktır (69). Elde edilen ölçü mikroskop altında incelenir. Bu yöntemin çok hassas bir uygulama gerektirmesi ve uygulama süresinin fazla olması yöntemin dezavantajları olarak belirtilmektedir. Çalışma metodolojisinin uygulanabilirliğindeki zorluk nedeniyle tercih edilmemektedir.

Son yıllarda, yüksek çözünürlüklü tomografi ve mikro-bilgisayarlı tomografi gibi yeni teknolojiler de kanal aletlerinin kök kanallarını preparasyon yeteneğini değerlendirme amacıyla kullanılmaya başlanmıştır (144). Mikro-bilgisayarlı tomografik üç boyutlu analizin, tekrarlanan enstrüman kullanımı ile ilişkili kanal boşluklarındaki değişiklikleri, fotografik ölçümlerden daha fazla ayırt edici olduğu ileri sürülmüştür. Volumetrik üç boyutlu analiz, insan dişlerinin anatomisinin değişkenliği üzerinde üç boyutlu kanal yolunun geliştirilmesi çalışmasının belirleyicisidir (21). Bu yöntemler ile kök kanal hacmindeki ve yüzey alanındaki değişiklikler, temas edilmemiş kanal duvarları ve kanal transportasyonu incelenebilmektedir (145). Bu tekniklerin en önemli avantajı, kök kanal sistemindeki değişikliklerin 3 boyutlu olarak değerlendirilebilmesine olanak sağlamalarıdır. Dezavantajı ise sistemin hem pahalı hem de oldukça zaman alıcı bir yöntem

olmasıdır (146). Bununla birlikte, üst üste bindirilmiş iki boyutlu görüntüler (örn. fotoğraflar, dijital radyografiler), araçların şekillendirici etkilerinin değerlendirilmesi için karşılaştırılabilir sonuçlar verebilir (143). Kök kanalını şekillendirilmesi sırasında eğelerin mümkün olduğunca kanalın orijinal şekline sadık kalması istenir. Buna rağmen birçok sistem kanalda istenmeyen durumlara neden olabilir.

Bu çalışmada, enstrümanların şekil verme etkilerinin değerlendirilmesi, taklit rezin bloklarının üst üste bindirilmiş iki boyutlu fotoğrafları kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın amacı farklı hareket şekliyle çalışan 3 farklı Ni-Ti döner aletlerin sisteminin, tek ve çift kurvatüre sahip simüle kanallı rezin bloklarda şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesidir. Ayrıca bu sistemlerin öncesinde glide path oluşturmak için kullanılan Pathfinder Ni-Ti sistemin kanal transportasyonu ve merkezlenme kabiliyetlerine etkisinin de belirlenmesi hedeflenmiştir. Çalışmanın sıfır hipotezi kullanılan hareket farklılıkları olan 3 sistem arasında anlamlı fark olmadığı ve kanal transportasyonu üzerinde Pathfinder sistemin anlamlı bir fark oluşturmadığıdır.

3. MATERİYAL VE METOT

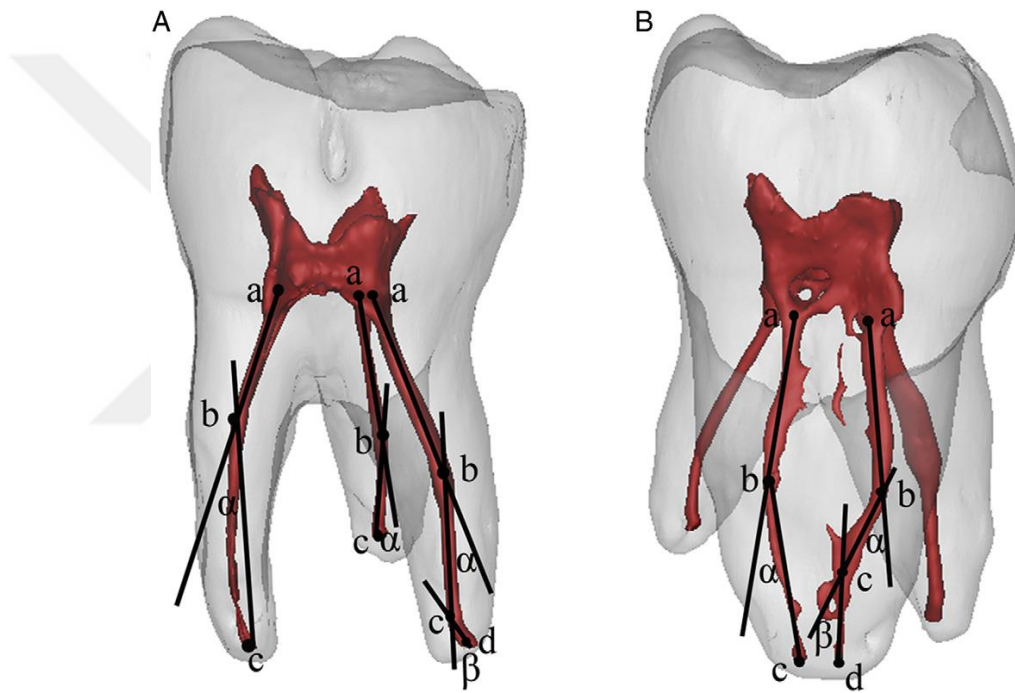
Bu çalışma tek ve çift kurvatüre sahip şeffaf rezin bloklardaki simüle kök kanallarının preparasyonu değerlendirmektedir. Çalışmanın ilk bölümünde tek kanal kurvatüre sahip L-şekilli blokların, ikinci bölümde ise çift kanal kurvatürüne sahip S-şekilli rezin blokların preparasyonu farklı hareket çeşidiyle çalışan Ni-Ti döner alet sistemi [ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), TwistedFile Adaptive (SybronEndo, Orange, CA, ABD) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya)] kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca pathfinder sistemlerin kanal transportasyonu üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi için Ni-Ti kanal aleti ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya başlamadan önce rezin blokların kurvatür açılarının hesaplanması işlemi yapılması gerektiğinden hesaplama literatürdeki yöntemler kullanılarak yapılmıştır.

3.1. SİMÜLE KANALLI REZİN BLOKLARIN KURVATÜR AÇILARININ HESAPLANMASI

Çalışmada kullanılan toplam 120 adet tek ve çift kuvatürlü blokların kurvatür açıları ölçülmüş, kanal boyları ve kanal boyutları değerlendirilmiştir. 60 adet L-şekilli ve 60 adet S-şekilli şeffaf rezin blok bu amaçla kullanılmıştır.

Kanal eğriliğini değerlendirebilmek için günümüzde birkaç teknik bulunmaktadır. İlk defa Schneider (147) tarafından 1971'de bulunan yöntem en çok kullanılan ortak yöntem olarak günümüzde kullanılmaktadır. İlk olarak kök kanalının koronal üçlüsünün uzun aksına paralel olarak bir doğru çizilir. İkinci doğru ise apikal foramenden, ilk doğrunun kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya çizilerek oluşturulur. Kanal eğrilik derecesi, kanalın uzun eksenine ile kurvatür eğriliğinin başladığı noktasından apikal foramen arasında ki bir çizgi arasındaki dar açı olarak tanımlanmıştır (Şekil 3.1). Weine (3) adlı araştırmacı ise, 1982 yılında yaptığı çalışmada Schneider yöntemine alternatif bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntemde yine ilk olarak dişin koronal kısmı boyunca kanal ağzından geçen düz bir doğru çizilir. İkinci doğru apikal foramenden geçer ve kökün apikal kısmı boyunca uzanır.

Apikal ve koronal kısımlardan geçen hatlar arasındaki keskin açı ölçülmüştür. Bu iki doğru arasında oluşan açı kurvatür açısı olarak tanımlanır. Schneider, 20°'den daha fazla kanal kurvatürüne sahip kanalları aşırı eğri olarak nitelendirirken, Weine'nın tanımladığı yöntemde 30°'nin üzerindeki kanallar aşırı eğri kanallar olarak nitelendirilmiştir. Pruett ve ark (148), herhangi bir kök kanal eğriliğinin şekli, 2 parametre, eğim açısı ve eğrilik yarıçapı kullanılarak daha doğru olarak tanımlanabileceğini belirtmiştir. Yarıçap tanımı, en keskin kurvatür alanı tarafından alınan yolla çakışan çemberden biri olarak, kurvatürün keskinliğini temsil etmektedir (149).



Şekil 3.1. Schneider yöntemi ile kanal kurvatür açılarının ölçülmesi: α birinci kurvatür açısı; β ikinci kurvatür açısı (149)

Cunningham ve Senia (35), radyografik bir teknikle mandibular birinci ve ikinci molarların mezyal köklerinin kanal kurvatürleri üzerinde çalışma yapmışlardır. Cunningham ve Senia, çoğul kurvatür açısı bulunan dişleri 'S' biçimindeki kök kanalları olarak tanımlamışlardır. Araştırmacılar, Schneider yöntemini temel alarak birinci kurvatür açısının yanında sekonder kurvatür açısını da hesaplamışlardır. Tanımladıkları yöntemle: “kök kanalının orta üçlünün uzun aksına paralel olarak

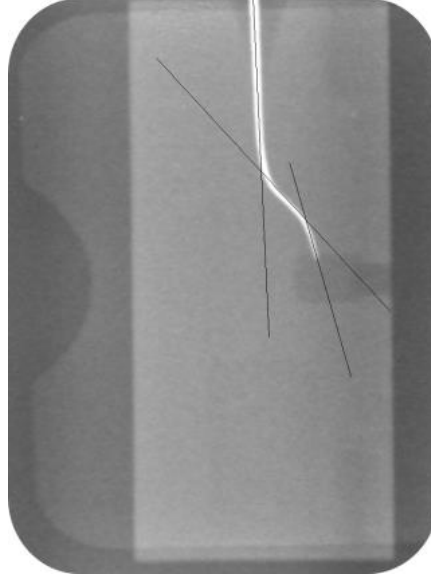
bir doğru çizilir; ardından ikinci doğru apikal foramenden, ilk doğrunun kanalın uzun aksini terk ederek noktaya çizilir ve bu açı sekonder kurvatür açısı olarak tanımlanır” şeklinde açıklamada bulunmuştur (150).

Bizim çalışmamızın birinci bölümünde kanal uzunluğu 19 mm olan .02 taper açılı 60 adet L şeklinde tek kurvatüre sahip simüle kanallı şeffaf rezin blok (VDW, Münih, Almanya) kullanılmıştır. Kanal kurvatürleri, radyografik görüntüsü alınan rezin blok üzerinde Schneider yöntemi ile hesaplanmış ve kurvatür açısı 50° - 55° bulunmuştur (Şekil 3.2). Resin blokların apikal açıklık ISO #08 numaralı K tipi kanal aletinin apeksten dışarı çıkarılması ile kontrol edilerek tespit edilmiştir.



Şekil 3.2. L-şekilli kanalların kurvatür açılarının hesaplanması

Çalışmamızın ikinci bölümünde ise kanal uzunluğu 17 mm olan .02 taper açılı 60 adet S şeklinde çift kurvatüre sahip simüle kanallı şeffaf rezin blok (Nissin Dental Products Inc, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Kanal kurvatürleri, radyografik görüntüsü alınan rezin blok üzerinde Cunningham ve Senia yöntemi ile hesaplanmış ve birinci kurvatür açısı 30° - 35° ikinci kurvatür açısı ise 20° bulunmuştur (Şekil 3.3). Resin blokların apikal açıklığı ISO #10 numaralı K tipi kanal aletinin apeksten dışarı çıkarılması ile kontrol edilerek tespit edilmiştir.



Şekil 3.3. S-şekilli kanalların kurvatür açılarının hesaplanması

3.2. TEK KURVATÜRE SAHİP BLOKLARIN PREPARASYONU

Tek kurvatüre sahip L-şekilli rezin bloklar Tablo 3.1'deki gibi gruplara ayrılmıştır.

Tablo 3.1. Tek kurvatürlü kanala sahip simüle blokların merkezlenme kabiliyeti karşılaştırılacak endodontik kanal aletlere göre gruplandırılması

Gruplar:	Yapılan İşlem Aşamaları		Örneklem Sayısı (n)
A (PTN)	ProTaper Next		10
B (PG+PTN)	ProGlider	ProTaper Next	10
C (TFA)	TwistedFile Adaptive		10
D (PG+TFA)	ProGlider	TwistedFile Adaptive	10
E (R)	Reciproc		10
F (PG+R)	ProGlider	Reciproc	10

A Grubu (PTN): Bu grupta 10 adet rezin blok, sırasıyla ProTaper Next döner aletlerden X1 (17.04) ve X2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (19 mm) Densply X-Smart endodontik motor ile 300 devir/dk sabit hızda prepare edilmiştir.

B Grubu (PG+PTN): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (19 mm) ve sırasıyla ProTaper Next döner aletlerden X1 (17.04) ve X2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (19 mm) Densply X-Smart endodontik motor ile 300 devir/dk sabit hızda prepare edilmiştir.

C Grubu (TFA): Bu grupta 10 adet rezin blok, sırasıyla TwistedFile Adaptive döner aletlerden SM1 (20.04) ve SM2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (19 mm) Elements Adaptive motorun Adaptive hareketi (TFA programı) ile prepare edilmiştir.

D Grubu (PG+TFA): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (19 mm) Densply X-Smart endomotor ile 300 devir/dk sabit hızda ve sırasıyla TwistedFile Adaptive döner aletlerden SM1 (20.04) ve SM2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (19 mm) Elements Adaptive motorun Adaptive hareketi (TFA programı) ile prepare edilmiştir.

E Grubu (R): Bu grupta 10 adet rezin blok, Reciproc döner aletlerden R25 (25.08) alet ile çalışma boyunda (19 mm) VDW Gold Reciproc endomotorun 'Reciproc all' programıyla prepare edilmiştir.

F Grubu (PG+R): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (19 mm) Densply X-Smart endomotor ile 300 devir/dk sabit hızda ve Reciproc döner aletlerden R25 (25.08) alet ile çalışma boyunda (19 mm) VDW Gold Reciproc endomotorun 'Reciproc all' programıyla prepare edilmiştir.

3.3. ÇİFT KURVATÜRE SAHİP BLOKLARIN PREPARASYONU

Çift kurvatüre sahip S-şekilli rezin bloklar Tablo 3.2'deki gibi gruplara ayrılmıştır.

Tablo 3.2. Çift kurvatürlü kanala sahip simüle blokların merkezlenme kabiliyeti karşılaştırılacak endodontik kanal aletlere göre gruplandırılması

Gruplar:	Yapılan İşlem Aşamaları		Örneklem Sayısı (n)
A (PTN)	ProTaper Next		10
B (PG+PTN)	ProGlider	ProTaper Next	10
C (TFA)	TwistedFile Adaptive		10
D (PG+TFA)	ProGlider	TwistedFile Adaptive	10
E (R)	Reciproc		10
F (PG+R)	ProGlider	Reciproc	10

A Grubu (PTN): Bu grupta 10 adet rezin blok, sırasıyla ProTaper Next döner aletlerden X1 (17.04) ve X2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (17 mm) Densply X-Smart endodontik motor ile 300devir/dk sabit hızda prepare edilmiştir.

B Grubu (PG+PTN): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (17 mm) ve sırasıyla ProTaper Next döner aletlerden X1 (17.04) ve X2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (17 mm) Densply X-Smart endodontik motor ile 300 devir/dk sabit hızda prepare edilmiştir.

C Grubu (TFA): Bu grupta 10 adet rezin blok, sırasıyla TwistedFile Adaptive döner aletlerden SM1 (20.04) ve SM2 (25.06) aletlerle çalışma boyunda (17 mm) Elements Adaptive motorun Adaptive hareketi (TFA programı) ile prepare edilmiştir.

D Grubu (PG+TFA): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (17 mm) Densply X-Smart endomotor ile 300 devir/dk sabit hızda ve sırasıyla TwistedFile Adaptive döner aletlerden SM1 (20.04) ve SM2

(25.06) aletlerden çalışma boyunda (17 mm) Elements Adaptive motorun Adaptive hareketi (TFA programı) ile prepare edilmiştir.

E Grubu (R): Bu grupta 10 adet rezin blok, Reciproc döner aletlerden R25 (25.08) alet ile çalışma boyunda (17 mm) VDW Gold Reciproc endomotorun 'Reciproc all' programıyla prepare edilmiştir.

F Grubu (PG+R): Bu grupta 10 adet rezin blok, önce ProGlider (16.02) kanal aleti ile çalışma boyunda (17 mm) Densply X-Smart endomotor ile 300 devir/dk sabit hızda ve Reciproc döner aletlerden R25 (25.08) alet ile çalışma boyunda (17 mm) VDW Gold Reciproc endomotorun 'Reciproc all' programıyla prepare edilmiştir.

Ni-Ti kanal aletleri üç farklı elektrikli endomotor ve redüksiyonlu anguldurva ile kullanılmıştır. Kanal aletleri üretici firmanın kullanım talimatları doğrultusunda belirli tork ve hız ayarında kullanılmıştır. İşlem öncesinde mikromotor devri her kanal aleti için üretici firmanın önerdiği devir/dk olarak ayarlanmıştır. ProTaper Next döner aletler ve ProGlider pathfinder kanal aletleri Densply X-Smart endodontik motor, TwistedFile Adaptive döner aletler Sybron Endo Elements endodontik motor ve Reciproc kanal aleti VDW Gold Reciproc endodontik cihazlar ile kullanılmıştır (Fotoğraf 3.1).



Fotoğraf 3.1. Çalışmada kullanılan endodontik motorlar

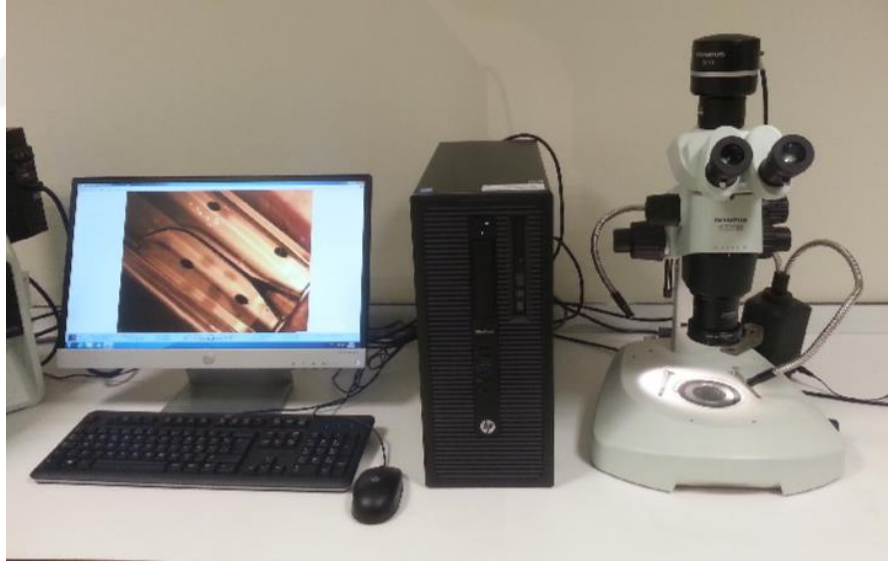
Preparasyon öncesi rezin bloklar üzerine dört adet nokta işaretlenmiş, kanal içerisine siyah boya enjekte edilmiş ve stereo-mikroskop görüntüleri alınmıştır. Tüm kanallar tek bir araştırmacı tarafından prepare edilmiştir. Dört farklı Ni-Ti döner alet sistemi üretici firmanın talimatlarına göre uygun hareket tipinde kullanılarak rezin blokların kanal preparasyonu yapılmıştır. Tüm kanal aletleri crown-down yöntemine göre kullanılmış ve her kanal aleti sadece bir kanalda kullanılarak çalışmadan çıkarılmıştır. Tüm kanal aletleri kanala yerleştirilmeden önce ve preparasyon esnasında lubrikant olarak % 17 EDTA jel (Werax EDTA Cream) ile hafifçe kanal aleti üzerine sürülmüştür (Fotoğraf 3.2). Her kanal aleti, 3 defa aşamalı olarak yukarı-aşağı harekette kullanılıp ardından kanaldan çıkarılmıştır. Kanallar, her kanal aleti kullanımı arasında 2 ml distile su ve preparasyon sonunda ise 5 ml distile su ile irrigate edilmiştir. Preparasyon esnasında kanal aletinin yivleri arasında biriken rezin talaşları ise sık sık temizlenmiştir. Her bir kanal aleti kök kanalından kullanıldıktan sonra deformasyon ve kırık açısından değerlendirilmiştir. Resin bloklarda oluşan zip, dirsek, basamak ve kanal transportasyonu gibi hatalar oluşmuşsa bu hatalar kaydedilmiştir.



Fotoğraf 3.2. % 17 EDTA jel

3.4. PREPARE EDİLEN BLOKLARIN PRE- VE POST-OPERATİF GÖRÜNTÜLENMESİ

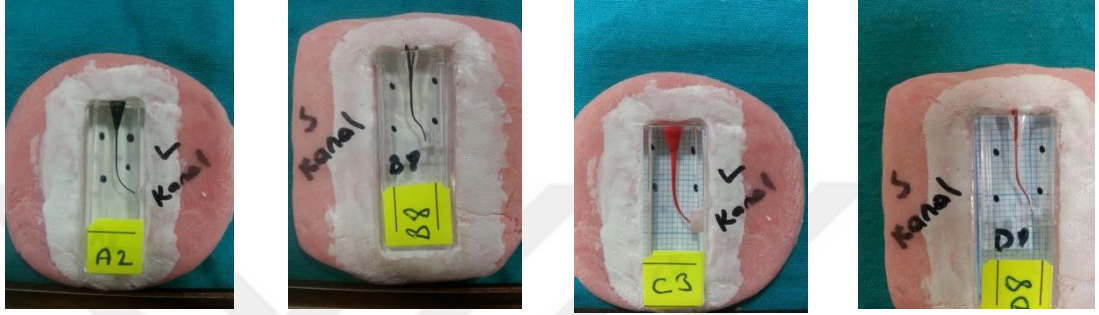
Çalışmada kullanılan L ve S-şekilli akril blokların pre-operatif ve post-operatif görüntüleri stereo-mikroskop kullanılarak alınmıştır. Stereo-mikroskop görüntülerinin incelenmesi ve analizi AİBÜ BETUM 'da görev yapan bir uzman tarafından gerçekleştirilmiştir. Görüntülerin standart bir şekilde değerlendirilmesi amacıyla, örneklerin sıkı bir şekilde oturabileceği soğuk akrilden bir tabla hazırlanmıştır. Yapılacak ölçümlerde kalibrasyonu sağlamak amacıyla elde edilen kalıp içine milimetrik kağıtlar yerleştirilmiştir. Bu kalıp stereo-mikroskopun tabla kısmına tam olarak yerleştirilmiş her ölçümde eşit uzaklıkta olacak şekilde standart bir ortam ayarlanmıştır. Görüntüler x10 büyütmede stereo-mikroskopla (Olympus SZX10, Waltham, MA, ABD) incelendikten sonra stereo-mikroskoba bağlı bir bilgisayara aktararak dijital görüntüler üzerinde incelemeler yapılmıştır (Fotoğraf 3.3).



Fotoğraf 3.3. Stereo-mikroskop cihazı

İşlemlere başlamadan preparasyon öncesi siyah, preparasyon sonrası ise kırmızı boya kök kanallarının içine enjekte edilerek kullanılan bloklardan (Fotoğraf 3.4) alınan pre-operatif ve post-operatif stereo-mikroskop görüntüleri bilgisayara

aktarılmış ve bilgisayar programı yardımıyla dört adet referans noktası yardımıyla üst üste çakıştırılmıştır. Kullanılan bilgisayar programı (Adobe Photoshop CC, Adobe System Incorporated, San Jose, CA, ABD) yardımıyla döner alet sistemlerinin şeffaf rezin bloklarda ki kanalların iç ve dış duvarlarındaki preparasyon miktarı apeks 0 mm merkez olmak üzere 1 mm'lik aralıklarla 1-, 2-, 3-, 4-, 5-, 6-, 7-, 8-, 9-, 10-mm uzaklıkta çizilen daireler üzerinde mm olarak incelenerek değerlendirilmiştir.



Fotoğraf 3.4. Pre- ve post-operatif boya enjekte edilen bloklar

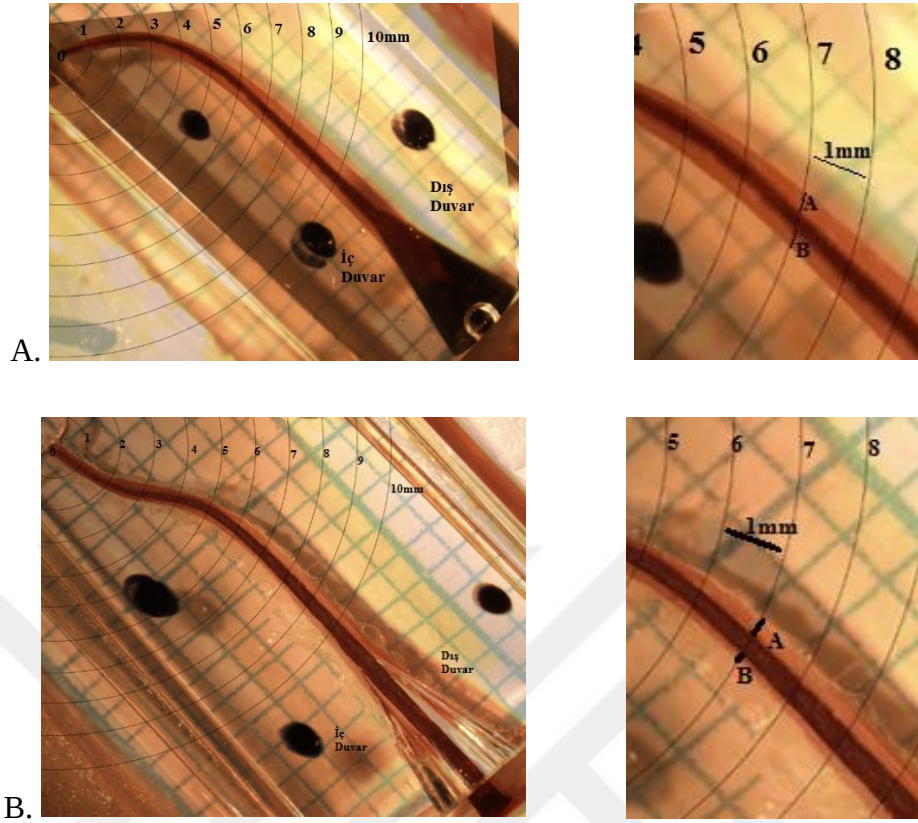
3.5. REZİN BLOKLARIN PREPARASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİNDEKİ KRİTERLER

3.5.1. Kanalın Genişletilme Miktarı

Preparasyon sonrası kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan rezin miktarı mm cinsinden tespit edilerek her bir örnek için kaydedilmiştir (Fotoğraf 3.5).

3.5.2. Merkezde Kalma Yeteneği

Kanalın dış duvarından kaldırılan rezin miktarından iç duvarından kaldırılan rezin miktarının çıkarılması ile elde edilen değer kullanılan kanal aletinin merkezde kalma yeteneğini göstermiştir. Bu değer '0' a yaklaştıkça kanal aletinin, kök kanalının merkezinde kalma yeteneği arttığına işaret etmektedir.



Fotoğraf 3.5. Pre- post- operatif görüntülerin üst üste çakıştırılmış görüntüleri

A. L-şekilli kanal B. S-şekilli kanal

3.5.3. Transportasyon Yönü ve Miktarı

Kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan rezin miktarlarından fazla olanı transportasyonun yönünü göstermektedir. Kanalın dış duvarından kaldırılan madde miktarının milimetrik değeri ile iç duvarından kaldırılan madde miktarının milimetrik değerinin arasındaki farkın mutlak değeri transportasyon miktarı değerini vermiştir. Bu formüle göre '0' sonucunun elde edilmesi, şekillendirme işlemi sonucunda orijinal kanal seyrinden sapma olmadığı anlamına gelmiştir.

3.5.4. Toplam Genişletme Miktarı

Kanalın dış duvarından kaldırılan rezin miktarının milimetrik değeri ile iç duvarından kaldırılan rezin miktarının milimetrik değerinin toplanarak tespit edilmesi işlemidir.

3.5.5. Kullanılan Kanal Aletlerinin Değerlendirilmesi

Her bir deney grubundaki Ni-Ti kanal aletlerinin, preparasyon sonrasında aletlerin orijinal şekilleriyle karşılaştırılarak kaç numaralı kanal aletinde deformasyon veya kırılma olduğu kaydedilmiştir.

3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS 23.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılmıştır. Kullanılan istatistiksel analizde tanımlayıcı istatistikler sürekli veriler için ortalama±standart sapma olarak ifade edilmiştir. Sürekli verilerin normal dağılıma uygunluğu ise ‘skewness-çarpıklık’ ve ‘kurtosis-basıklık’ değerlerine göre kontrol edilmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda verilerin normal dağılıma uygun olduğu belirlenmiş ve ‘Kolmogorov-Smirnov’ ve ‘Shapiro-Wilk’ testleriyle sonuçlar doğrulanmıştır. Normal dağılım gösterdiği tespit edilen veriler ise parametrik analizlerle değerlendirilmiştir. Ayrıca ikiden fazla grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmış, gruplar arasında anlamlı sonuçlarda farka neden olan grupların belirlenmesi için veriler post hoc Bonferroni testiyle analiz edilmiştir. Veriler % 95 güven aralığında istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. TEK KURVATÜRE SAHİP (L-ŞEKİLLİ KANALLI) REZİN BLOKLARDAN ELDE EDİLEN BULGULAR

50-55° eğimli tek kurvatürlü L-şekilli kanallarda 0 mm apeksi, 1-6 mm'lik kısmı kurvatür bölgesini ve 7-10 mm'lik kısmı ise kanalın düz bölgesini oluşturmaktadır.

4.1.1. Dış-İç Duvarı Kaldırılan Madde Miktarı Verileri

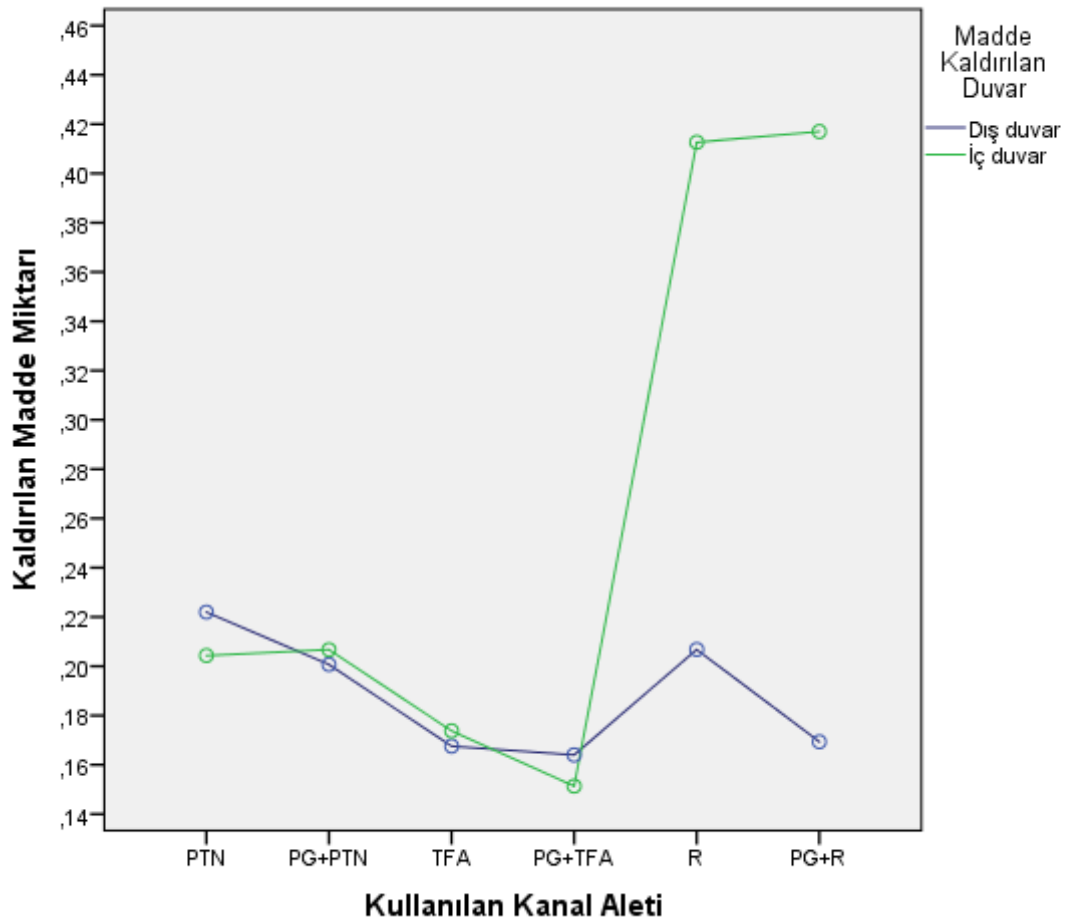
L-şekilli kanallarda kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde kanalın dış-iç duvarı ve kanal aleti çeşidinin ortak etkisi açısından istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.000$). Kullanılan döner kanal aletlerinin dış ve iç duvarda kaldırdığı madde miktarı Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. L kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanalın dış ve iç duvarından kaldırdığı madde miktarı

	Dış Duvar	İç Duvar
PTN	0.222±0.131	0.204±0.078
PG+PTN	0.201±0.117	0.207±0.072
TFA	0.168±0.118	0.174±0.066
PG+TFA	0.164±0.106	0.151±0.054
R	0.207±0.170	0.413±0.201
PG+R	0.169±0.119	0.417±0.205

L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı Grafik 4.1'de gösterilmiştir. Dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarları kullanılan kanal aleti yönünden karşılaştırıldığında en fazla R ve PG+R gruplarında görülmüştür. R ve PG+R iç duvardan kaldırılan madde miktarı sırasıyla (0.413 ± 0.201) ve (0.417 ± 0.205) ile dış duvardan kaldırılan sırasıyla (0.207 ± 0.170)

ve (0.169 ± 0.119) madde miktarlarından istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=000$). Diğer kanal alet çeşitleri ise PTN, PG+PTN, TFA ve PG+TFA gruplarında ise dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlılık bulunmamıştır ($p>.05$) (Grafik 4.1). Ayrıca R ve PG+R gruplarının kanal iç duvarından kaldırdığı madde miktarı diğer gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde fazla bulunmuştur ($p=000$).



Grafik 4.1. L kanallarda kullanılan kanal aletine göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı

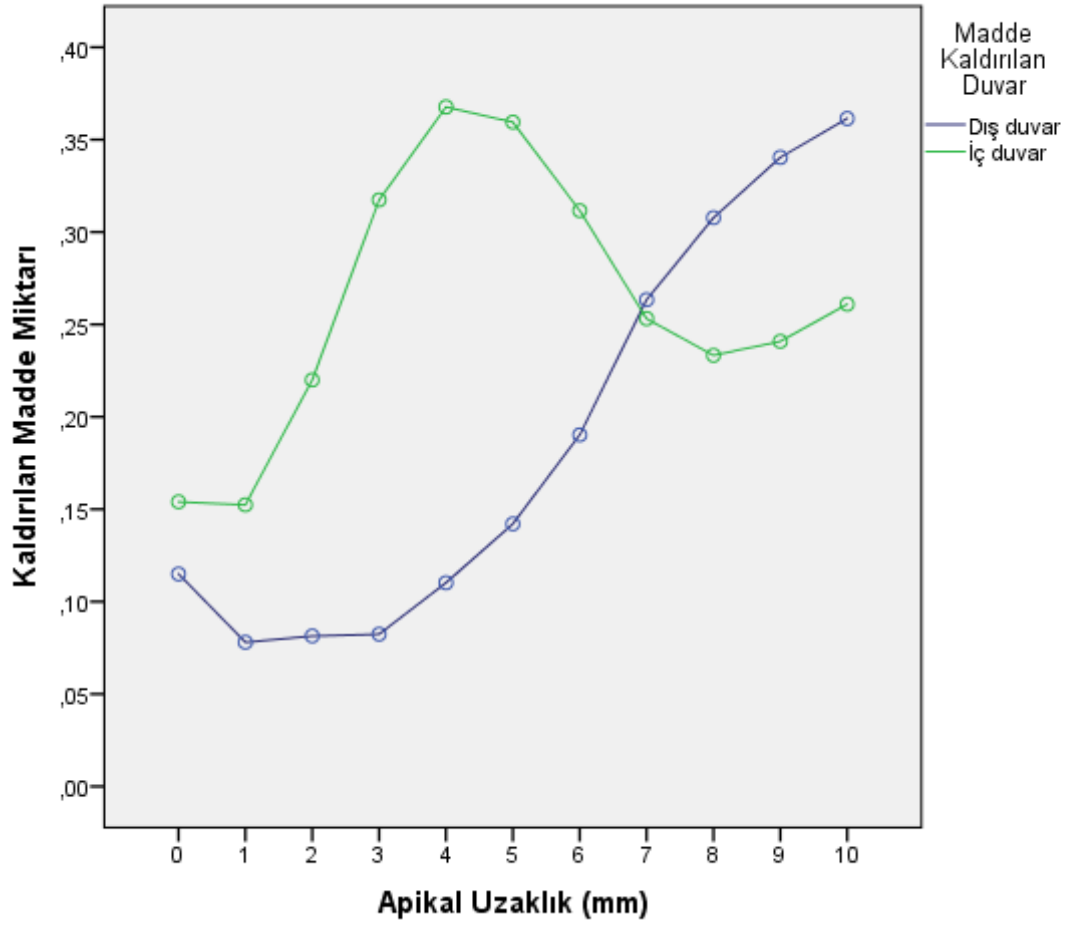
L-şekilli kanalların Ni-Ti döner kanal aletleri ile preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde kanalın dış-iç duvarı ve apikalden uzaklığın ortak etkisi açısından istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p=.000$).

Preparasyon işlemi sonrası apikalden uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarının Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. L kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarı

	Dış Duvar	İç Duvar
0 mm	0.115±0.131	0.154±0.105
1 mm	0.078±0.101	0.152±0.099
2 mm	0.081±0.089	0.220±0.175
3 mm	0.082±0.073	0.317±0.240
4 mm	0.110±0.064	0.368±0.244
5 mm	0.142±0.056	0.360±0.217
6 mm	0.190±0.061	0.312±0.165
7 mm	0.263±0.058	0.253±0.111
8 mm	0.308±0.060	0.233±0.079
9 mm	0.340±0.058	0.241±0.061
10 mm	0.362±0.063	0.261±0.053

L-şekilli kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı Grafik 4.2’de gösterilmiştir. Dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarları apikalden uzaklık açısından karşılaştırıldığında en fazla fark apikalden 4 mm, 3 mm ve 5 mm uzaklıkta elde edilmiştir. Sırasıyla apikalden 4 mm, 3 mm ve 5 mm uzaklıkta, iç duvardan kaldırılan madde miktarı (0.368±0.244), (0.317±0.240) ve (0.360±0.217) ile dış duvardan kaldırılan madde miktarından (0.110±0.064), (0.082±0.073) ve (0.142±0.056) istatistiksel açıdan anlamlı fark göstermektedir (p=000). 7 mm’de dış duvar ve iç duvardan kaldırılan madde miktarı sırasıyla (0.263±0.058) ve (0.253±0.111) birbirine en yakın değerleri göstermiştir, istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilememiştir (p>.05) (Grafik 4.2).



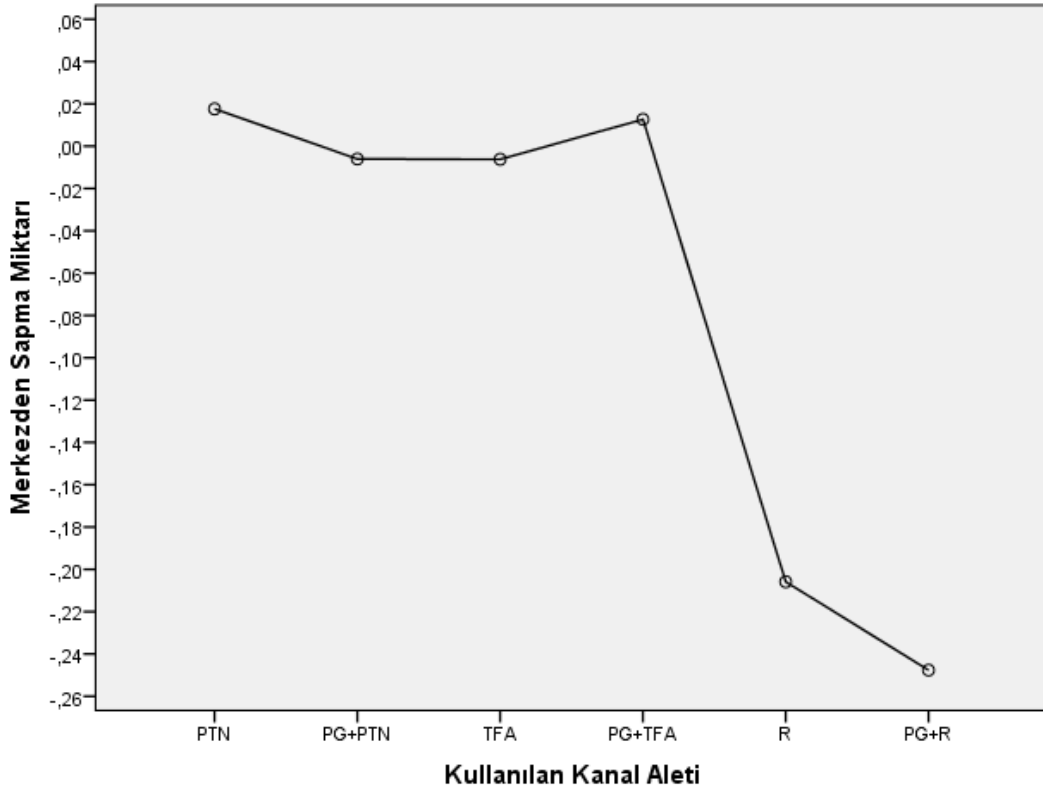
Grafik 4.2. L kanallarda apikal uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı

4.1.2. Merkezden Sapma Verileri

L-şekilli kanal preparasyonu sırasında kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin merkezden sapma miktarı Grafik 4.3’de gösterilmiştir. Elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.000$).

Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; R (-0.206 ± 0.331) ve PG+R (-0.248 ± 0.270) gruplarının merkezden sapma miktarlarının PTN (0.018 ± 0.126), PG+PTN (-0.006 ± 0.090), TFA (-0.006 ± 0.142) ve PG+TFA (0.013 ± 0.091) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha fazla

olduğunu göstermiştir ($p=.000$). R (-0.206 ± 0.331) ve PG+R (-0.248 ± 0.270) grupları arasında ve PTN (0.018 ± 0.126), PG+PTN (-0.006 ± 0.090), TFA (-0.006 ± 0.142) ve PG+TFA (0.013 ± 0.091) grupları arasında merkezden sapma miktarlarında kullanılan eğeler açısından istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$) (Grafik 4.3).

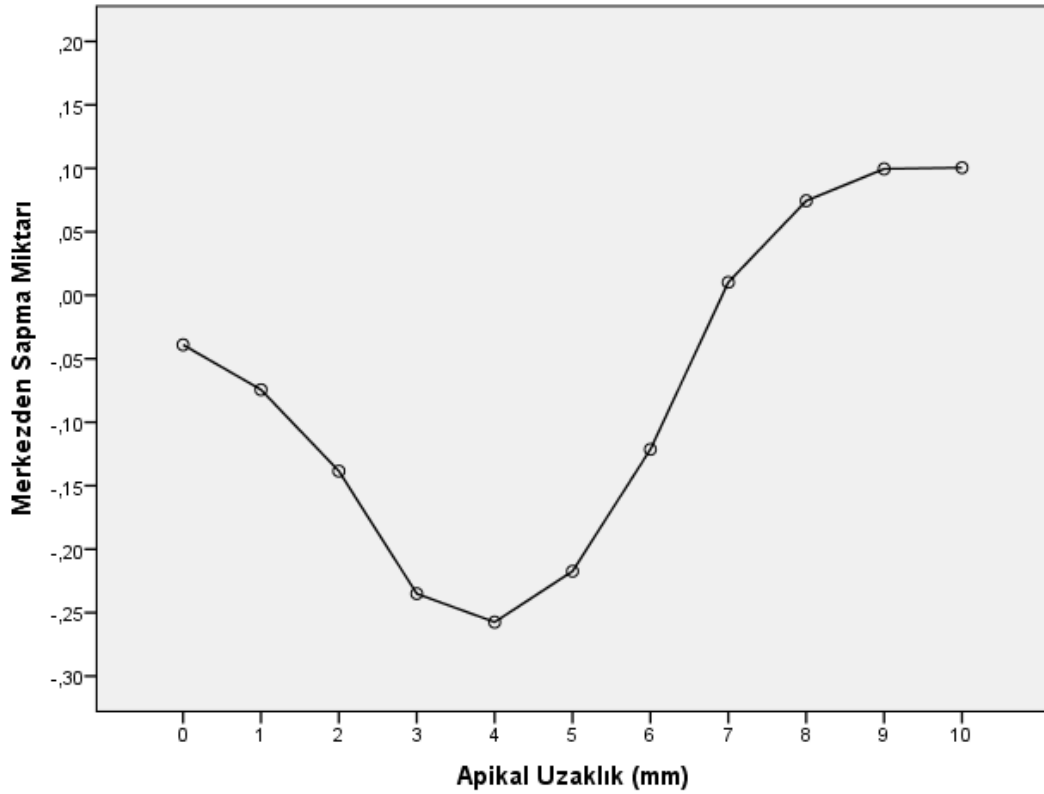


Grafik 4.3. Kullanılan kanal aletine göre L kanallarda merkezden sapma miktarı

L-şekilli kanal preparasyonu işleminde apikalden uzaklığın kanal aletlerinin merkezden sapma miktarı Grafik 4.4’de gösterilmiştir. Apikalden uzaklığın merkezlenme kabiliyeti üzerindeki etkisi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$)

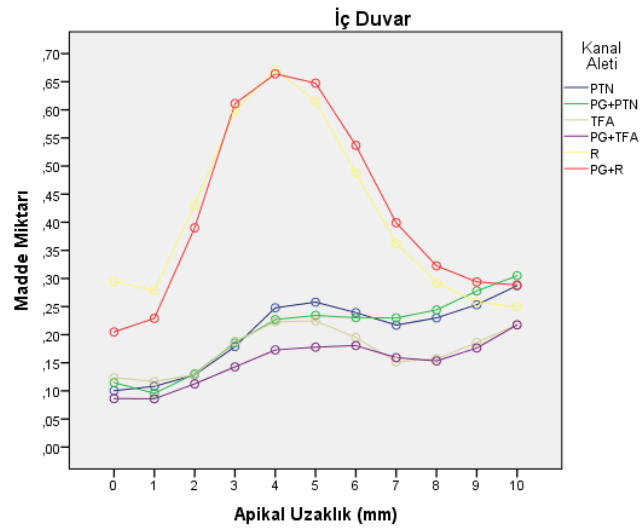
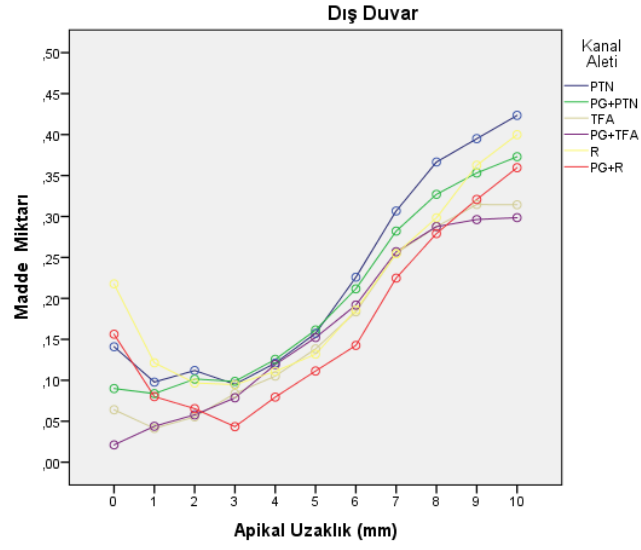
Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; 4 mm (-0.257 ± 0.273), 3 mm (-0.235 ± 0.273) ve 5 mm (-0.217 ± 0.245)’de merkezden sapmanın 0 mm (-0.039 ± 0.146), 1 mm (-0.074 ± 0.152), 2 mm (-0.139 ± 0.218), 6 mm (-0.121 ± 0.200), 7 mm (0.010 ± 0.147), 8 mm (0.074 ± 0.112), 9 mm (0.100 ± 0.086) ve 10 mm

(0.101 ± 0.079)'ye göre en fazla olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$). 4 mm (-0.257 ± 0.273), 3 mm (-0.235 ± 0.273) ve 5 mm (-0.217 ± 0.245) gruplar arasında ise istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$). Merkezden sapma oranı en az 7 mm (0.010 ± 0.147)'de görülmüştür ve 1-2-3-4-5-6-9-10 mm' ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede az sapma bulunmuştur ($p<.01$), fakat 0 mm ve 8 mm'ye göre anlamlı bir fark yoktur ($p>.05$) (Grafik 4.4).



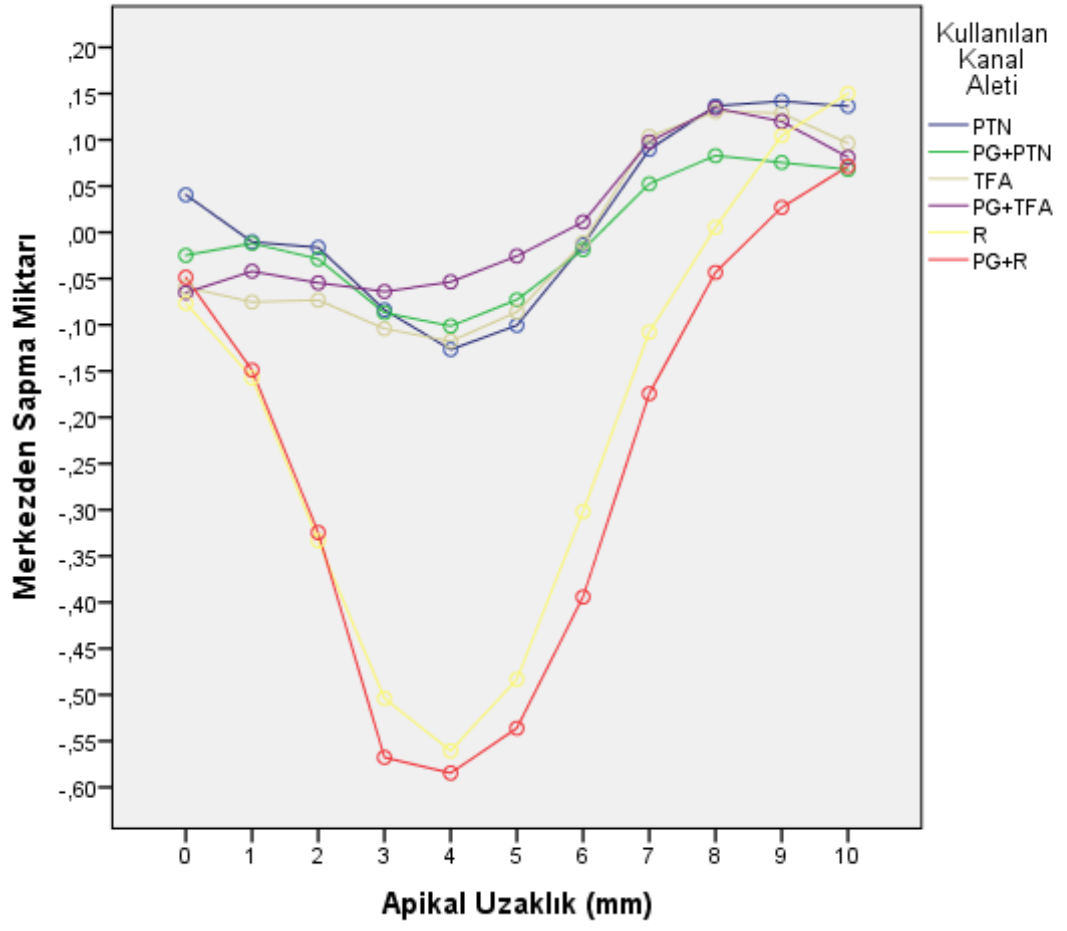
Grafik 4.4. Apikalden uzaklığa göre L kanallarda merkezden sapma miktarı

L-şekilli kanallarda Ni-Ti kanal aletlerinin preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde; kanalın dış-iç duvarı, kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığın ortak etkisi açısından ise istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). Kök kanalları dış ve iç duvarlardan kaldırılan madde miktarında kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığın etkisi Grafik 4.5'de gösterilmiştir.



Grafik 4.5. L kanallarda kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerindeki ortak etkisi

L-şekilli kanallarda preparasyon sonrası kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklık yönünden merkezden sapma miktarı Grafik 4.6’da gösterilmiştir. Kanal preparasyonunda merkezden sapma değerleri kullanılan kanal aletleri ve apikalden uzaklığın ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < .05$). Merkezden sapma verileri Tablo 4.3’de detaylı olarak gösterilmektedir.



Grafik 4.6. Kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığa göre L kanallarda merkezden sapma

Tablo 4.3. L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

Apikal uzaklık (mm)							
		0	1	2	3	4	5
Pro Taper Next	Dış duvar	0,141±0,066	0,098±0,036	0,112±0,039	0,095±0,044	0,121±0,048	0,157±0,053
	İç duvar	0,100±0,050	0,108±0,030	0,128±0,028	0,179±0,043	0,248±0,049	0,258±0,066
	Merkezde kalma	0,041±0,098 B	-0,010±0,053 A	-0,016±0,060 A	-0,084±0,078 A	-0,127±0,092 B	-0,101±0,109 A
ProGlider + Pro Taper Next	Dış duvar	0,090±0,020	0,084±0,027	0,101±0,026	0,099±0,037	0,126±0,056	0,161±0,054
	İç duvar	0,115±0,026	0,096±0,018	0,130±0,021	0,186±0,036	0,227±0,026	0,234±0,033
	Merkezde kalma	-0,025±0,034 A,B	-0,012±0,035 A	-0,029±0,032 A	-0,087±0,031 A	-0,101±0,073 A,B	-0,073±0,081 A
TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,064±0,056	0,041±0,032	0,055±0,033	0,084±0,031	0,105±0,048	0,138±0,061
	İç duvar	0,124±0,047	0,117±0,034	0,129±0,045	0,188±0,058	0,223±0,049	0,225±0,062
	Merkezde kalma	-0,059±0,088 A	-0,075±0,062 A,B	-0,073±0,070 A	-0,104±0,077 A	-0,118±0,093 A,B	-0,086±0,114 A
ProGlider + TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,021±0,023	0,044±0,027	0,058±0,016	0,079±0,019	0,119±0,027	0,152±0,030
	İç duvar	0,086±0,025	0,086±0,022	0,112±0,029	0,143±0,043	0,173±0,052	0,178±0,044
	Merkezde kalma	-0,065±0,033 A	-0,042±0,039 A	-0,055±0,032 A	-0,064±0,050 A	-0,054±0,070 A	-0,026±0,064 A
Reciproc	Dış duvar	0,218±0,243	0,121±0,233	0,097±0,205	0,095±0,164	0,111±0,122	0,132±0,081
	İç duvar	0,294±0,154	0,279±0,122	0,430±0,177	0,599±0,207	0,672±0,211	0,615±0,171
	Merkezde kalma	-0,077±0,293 A	-0,158±0,322 C	-0,333±0,355 B	-0,504±0,343 B	-0,561±0,315 C	-0,483±0,228 B
ProGlider + Reciproc	Dış duvar	0,156±0,131	0,080±0,056	0,065±0,055	0,043±0,036	0,080±0,043	0,111±0,040
	İç duvar	0,205±0,082	0,229±0,103	0,390±0,211	0,611±0,226	0,664±0,184	0,647±0,134
	Merkezde kalma	-0,049±0,151 A	-0,149±0,114 B,C	-0,325±0,229 B	-0,568±0,227 B	-0,585±0,164 C	-0,536±0,130 B
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile p<05 anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.							

Tablo 4.3(devam). L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

		Apikal uzaklık (mm)							
		6	7	8	9	10			
ProTaper Next	Dış duvar	0,226±0,051	0,307±0,052	0,367±0,053	0,395±0,034	0,424±0,037			
	İç duvar	0,239±0,075	0,217±0,056	0,230±0,043	0,253±0,040	0,287±0,036			
	Merkezde kalma	-0,013±0,122 A	0,090±0,099 A	0,137±0,084 B	0,142±0,070 B	0,136±0,062 A,B			
ProGlider + ProTaper Next	Dış duvar	0,212±0,070	0,282±0,060	0,327±0,046	0,353±0,045	0,373±0,042			
	İç duvar	0,230±0,042	0,230±0,037	0,244±0,045	0,278±0,042	0,305±0,036			
	Merkezde kalma	-0,019±0,100 A	0,052±0,087 A	0,083±0,075 B	0,075±0,069 A,B	0,068±0,064 A			
TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,184±0,078	0,255±0,081	0,288±0,078	0,315±0,067	0,314±0,070			
	İç duvar	0,195±0,066	0,152±0,064	0,157±0,060	0,186±0,064	0,218±0,059			
	Merkezde kalma	-0,011±0,136 A	0,104±0,140 A	0,131±0,132 B	0,129±0,127 B	0,096±0,123 A,B			
ProGlider + TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,192±0,031	0,257±0,028	0,287±0,033	0,296±0,040	0,299±0,024			
	İç duvar	0,181±0,044	0,159±0,037	0,153±0,040	0,176±0,038	0,217±0,034			
	Merkezde kalma	0,011±0,061 A	0,098±0,060 A	0,134±0,062 B	0,120±0,047 B	0,081±0,031 A,B			
Reciproc	Dış duvar	0,186±0,064	0,255±0,045	0,298±0,053	0,363±0,056	0,400±0,054			
	İç duvar	0,488±0,121	0,362±0,073	0,293±0,050	0,258±0,040	0,250±0,054			
	Merkezde kalma	-0,302±0,158 B	-0,108±0,103 B	0,006±0,092 A	0,105±0,086 B	0,150±0,094 B			
ProGlider + Reciproc	Dış duvar	0,143±0,033	0,225±0,045	0,279±0,051	0,321±0,047	0,360±0,039			
	İç duvar	0,537±0,110	0,399±0,079	0,322±0,050	0,294±0,023	0,288±0,016			
	Merkezde kalma	-0,394±0,115 B	-0,174±0,100 B	-0,043±0,084 A	0,027±0,055 A	0,071±0,041 A			
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile p<.05 anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.									

Yapılan post hot analizi Bonferroni istatistiğine göre;

Apikal 0 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PG+PTN (-0.025 ± 0.034) ve PTN (0.041 ± 0.098)'de olduğu görülmüştür. PG+PTN (-0.025 ± 0.034) ile PG+R (-0.049 ± 0.151), TFA (-0.059 ± 0.088), PG+TFA (-0.065 ± 0.033) ve R (-0.077 ± 0.293) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$). PTN (0.041 ± 0.098) ile PG+R (-0.049 ± 0.151), TFA (-0.059 ± 0.088), PG+TFA (-0.065 ± 0.033) ve R (-0.077 ± 0.293) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p < .05$).

Apikal 1 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PTN (-0.010 ± 0.053) ve PG+PTN (-0.012 ± 0.035)'de olduğu ve PG+TFA (-0.042 ± 0.039) ile TFA (-0.075 ± 0.062) ile arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p > .05$). PTN (-0.010 ± 0.053) ve PG+PTN (-0.012 ± 0.035) grupları ile PG+R (-0.149 ± 0.114) ve R (-0.158 ± 0.322) grupları arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p < .05$).

Apikal 2 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PTN (-0.016 ± 0.060), PG+PTN (-0.029 ± 0.032), PG+TFA (-0.055 ± 0.032) ve TFA (-0.073 ± 0.070) gruplarında görülmüştür ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$). PTN (-0.016 ± 0.060), PG+PTN (-0.029 ± 0.032), PG+TFA (-0.055 ± 0.032) ve TFA (-0.073 ± 0.070) grupları ile PG+R (-0.325 ± 0.229) ve R (-0.333 ± 0.355) arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < .05$).

Apikal 3 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PG+TFA (-0.064 ± 0.050), PTN (-0.084 ± 0.078), PG+PTN (-0.087 ± 0.031) ve TFA (-0.104 ± 0.077) gruplarında bulunmuştur. Ayrıca bu grupların R (-0.504 ± 0.344) ile PG+R (-0.568 ± 0.228) gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < .05$). PG+TFA (-0.064 ± 0.050), PTN (-0.084 ± 0.078), PG+PTN (-0.087 ± 0.031) ve TFA (-0.104 ± 0.077) grupları arasında ve R (-0.504 ± 0.344) ile PG+R (-0.568 ± 0.228) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$).

Apikal 4 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun PG+TFA (-0.054 ± 0.070), PG+PTN (-0.101 ± 0.073) ve TFA (-0.118 ± 0.093) gruplarında görülmüş ve aralarında istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p>.05$). PG+TFA (-0.054 ± 0.070) grubu ile PTN (-0.127 ± 0.092), R (-0.561 ± 0.315) ve PG+R (-0.585 ± 0.165) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$).

Apikal 5 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyon sırasıyla PG+TFA (-0.026 ± 0.064), PG+PTN (-0.073 ± 0.081), TFA (-0.086 ± 0.114) ve PTN (-0.101 ± 0.109) gruplarındadır. Bu grupların R (-0.483 ± 0.228) ve PG+R (-0.536 ± 0.130) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$). PG+TFA (-0.026 ± 0.064), PG+PTN (-0.073 ± 0.081), TFA (-0.086 ± 0.114) ve PTN (-0.101 ± 0.109) grupları arasında ve R (-0.483 ± 0.228) ile PG+R (-0.536 ± 0.130) grupları arasında istatistiksel anlamda fark bulunamamıştır ($p>.05$).

Apikal 6 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PG+TFA (0.011 ± 0.061), TFA (-0.011 ± 0.136), PTN (-0.013 ± 0.122) ve PG+PTN (-0.019 ± 0.100) gruplarında olduğu görülmüştür. Bu grupların R (-0.302 ± 0.158) ile PG+R (-0.394 ± 0.115) arasında istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$). PG+TFA (0.011 ± 0.061), TFA (-0.011 ± 0.136), PTN (-0.013 ± 0.122) ve PG+PTN (-0.019 ± 0.100) grupları arasında istatistiksel anlamda fark bulunamamıştır ($p>.05$).

Apikal 7 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun sırasıyla PG+PTN (0.052 ± 0.087), PTN (0.090 ± 0.099), PG+TFA (0.098 ± 0.060) ve TFA (0.104 ± 0.140) gruplarında olduğu bulunmuştur. Bu grupların R (-0.108 ± 0.103) ve PG+R (-0.174 ± 0.100) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$). PG+PTN (0.052 ± 0.087), PTN (0.090 ± 0.099), PG+TFA (0.098 ± 0.060) ve TFA (0.104 ± 0.140) grupları arasında istatistiksel anlamda fark bulunamamıştır ($p>.05$).

Apikal 8 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun R (0.006 ± 0.092) ve PG+R (-0.043 ± 0.084) gruplarındadır. Bu gruplar

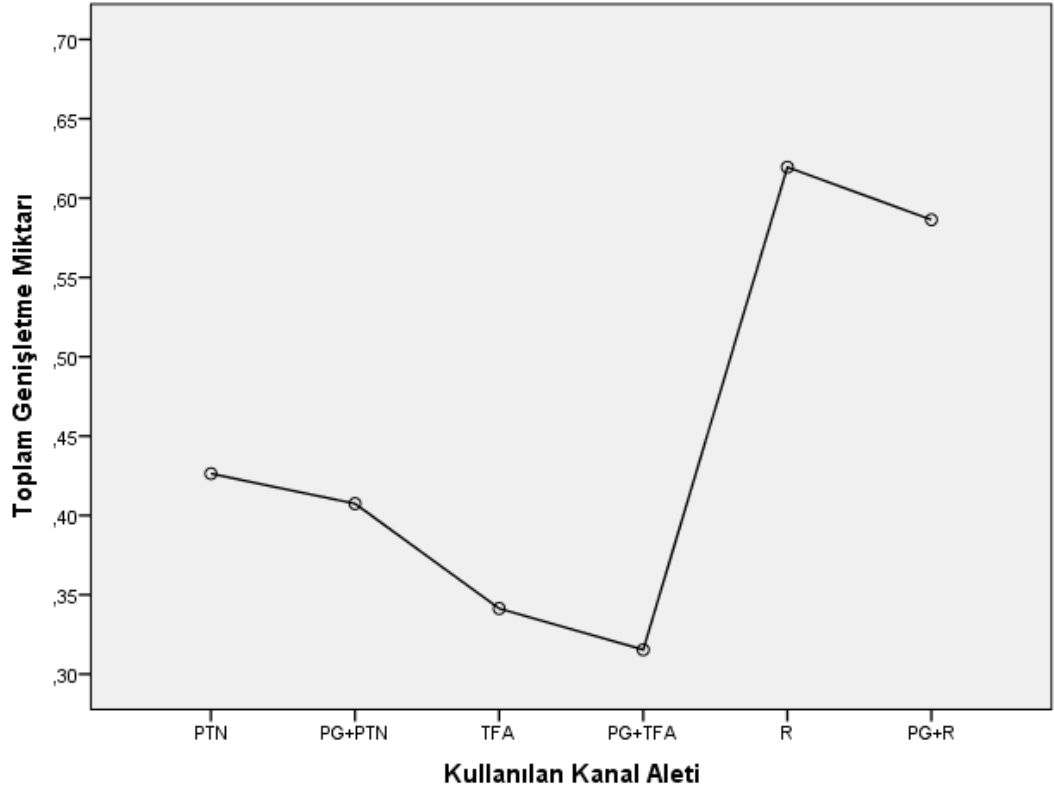
ile PG+PTN (0.083 ± 0.075), TFA (0.131 ± 0.132), PG+TFA (0.134 ± 0.062) ve PTN (0.137 ± 0.084) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$). R (0.006 ± 0.092) ve PG+R (-0.043 ± 0.084) grupları arasında ve PG+PTN (0.083 ± 0.075), TFA (0.131 ± 0.132), PG+TFA (0.134 ± 0.062) ve PTN (0.137 ± 0.084) grupları arasında ise anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal 9 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyonun PG+R (0.027 ± 0.055) ve PG+PTN (0.075 ± 0.069) gruplarında olduğu görülmüştür. PG+R (0.027 ± 0.055) ile PG+TFA (0.120 ± 0.047), TFA (0.129 ± 0.127), PTN (0.142 ± 0.070) ve R (0.105 ± 0.086) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunur ($p<.05$). PG+PTN (0.075 ± 0.069) ile PG+TFA (0.120 ± 0.047), TFA (0.129 ± 0.127), PTN (0.142 ± 0.070) ve R (0.105 ± 0.086) arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal 10 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde en merkezi preparasyon PG+PTN (0.068 ± 0.064) ve PG+R (0.071 ± 0.041) gruplarında görülmüştür. PG+PTN (0.068 ± 0.064) ve PG+R (0.071 ± 0.041) gruplar ile PG+TFA (0.081 ± 0.031), TFA (0.096 ± 0.123) ve PTN (0.136 ± 0.062) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>.05$). PG+PTN (0.068 ± 0.064) ve PG+R (0.071 ± 0.041) ile R (0.150 ± 0.094) grubu arasında istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<.05$).

4.1.3. Genişletme Miktarı

L-şekilli kanal preparasyonu sırasında kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin toplam genişletme miktarları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$). Kullanılan kanal aletlerine göre toplam genişletme miktarı Grafik 4.7'de gösterilmiştir.

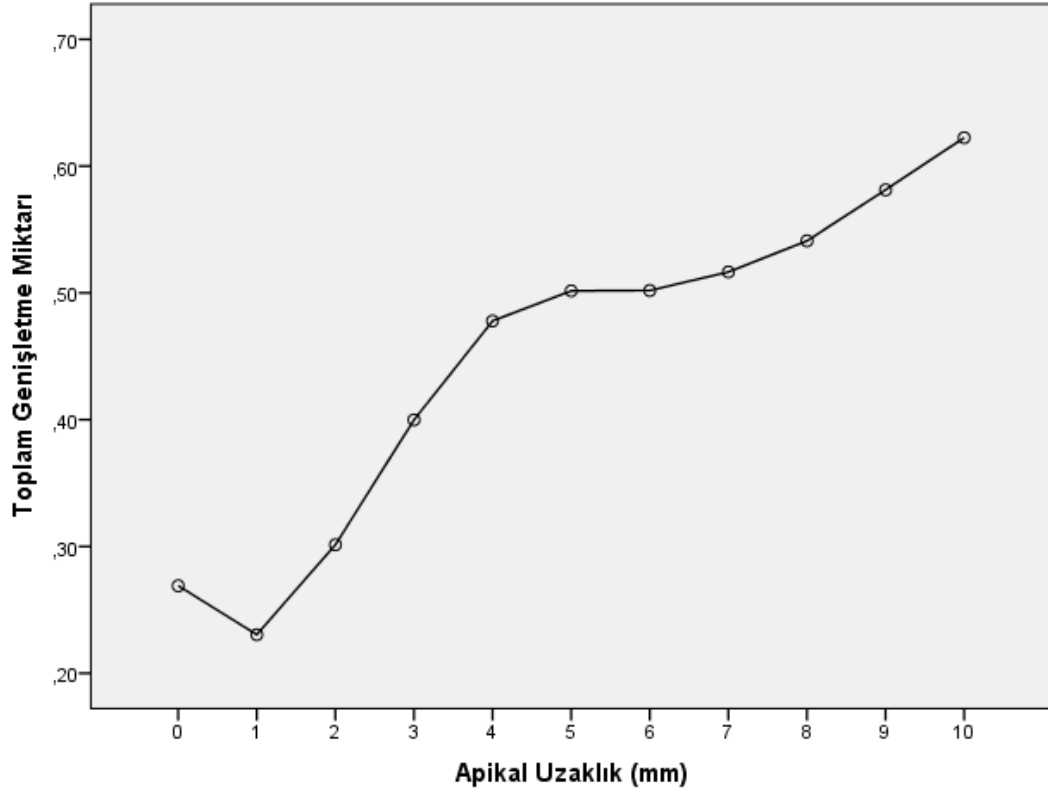


Grafik 4.7. Kullanılan kanal aletine göre toplam L kanal genişletme miktarı

Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; kanalda en fazla genişletme miktarı R (0.619 ± 0.171) ve PG+R (0.586 ± 0.197) gruplarında görülmüştür ve PTN (0.426 ± 0.174), PG+PTN (0.407 ± 0.173), TFA (0.341 ± 0.129) ve PG+TFA (0.315 ± 0.142) grupları ile karşılaştırıldıklarında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.000$). Kanallarda en az genişletme miktarı TFA (0.341 ± 0.129) ve PG+TFA (0.315 ± 0.142) gruplarında bulunmuştur ve diğer gruplar ile arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p=0.000$). PTN (0.426 ± 0.174) ve PG+PTN (0.407 ± 0.173) grupları arasında, TFA (0.341 ± 0.129) ve PG+TFA (0.315 ± 0.142) grupları arasında ve ayrıca R (0.619 ± 0.171) ve PG+R (0.586 ± 0.197) grupları arasında genişletme miktarı açısından istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$) (Grafik 4.7).

L-şekilli kanal preparasyonu sırasında eğelerin toplam genişletme miktarlarında apikalden uzaklık arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur ($p=.000$). Genişletme miktarının apikalden uzaklığa göre sonuçları Grafik 4.8’de gösterilmiştir.

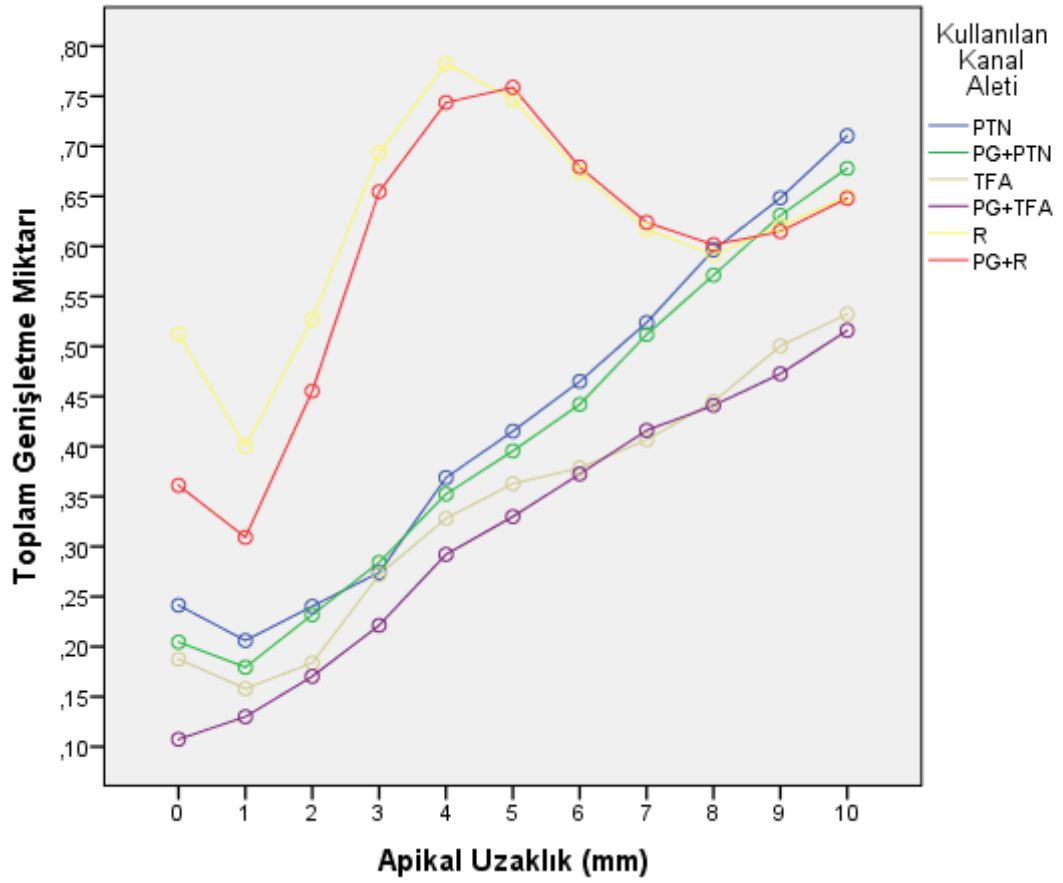


Grafik 4.8. Apikal uzaklığa göre toplam L kanal genişletme miktarı

Yapılan post hoc testlerinden Bonferroni istatistiğine göre; en fazla genişletme 10 mm (0.622 ± 0.085)’de belirlenmiştir ve 0 mm (0.269 ± 0.188), 1 mm (0.230 ± 0.131), 2 mm (0.301 ± 0.172), 3 mm (0.400 ± 0.227), 4 mm (0.478 ± 0.229), 5 mm (0.502 ± 0.201), 6 mm (0.502 ± 0.147), 7 mm (0.517 ± 0.147) ve 8 mm (0.541 ± 0.084) ile istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=.000$). 10 mm (0.622 ± 0.085) ve 9 mm (0.581 ± 0.082)’de ise anlamlı fark bulunmamıştır ($p>.05$). En az genişletme miktarı 1 mm (0.230 ± 0.131)’de 2-3-4-5-6-7-8-9-10 mm’lere göre istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=.000$) (Grafik 4.8).

Kanal preparasyonunda genişletme miktarında kullanılan kanal aletlerinin ve apikalden uzaklıkla ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$). L-

şekilli kanallarda genişletme miktarı kanal aletlerinin ve apikal uzaklık yönünden Grafik 4.9'da gösterilmektedir. L-şekilli kanallarda genişletme miktarı Tablo 4.4'de ayrıntılı bir şekilde belirtilmiştir.



Grafik 4.9. Kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın ortak etkisiyle toplam L kanal genişletme miktarı

Tablo 4.4. L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

	Apikal uzaklık (mm)					
	0	1	2	3	4	5
ProTaper Next	0,241 $\pm$ 0,063 B	0,206 $\pm$ 0,040 B	0,240 $\pm$ 0,032 B	0,274 $\pm$ 0,038 A	0,369 $\pm$ 0,033 B	0,415 $\pm$ 0,048 B
ProGlider + ProTaper Next	0,205 $\pm$ 0,032 B	0,179 $\pm$ 0,029 A,B	0,232 $\pm$ 0,034 A,B	0,284 $\pm$ 0,066 A	0,352 $\pm$ 0,049 A,B	0,396 $\pm$ 0,039 A,B
TwistedFile Adaptive	0,188 $\pm$ 0,055 B	0,158 $\pm$ 0,023 A,B	0,184 $\pm$ 0,036 A,B	0,272 $\pm$ 0,053 A	0,328 $\pm$ 0,024 A,B	0,363 $\pm$ 0,043 A,B
ProGlider + TwistedFile Adaptive	0,107 $\pm$ 0,036 A	0,130 $\pm$ 0,030 A	0,170 $\pm$ 0,034 A	0,221 $\pm$ 0,044 A	0,292 $\pm$ 0,044 A	0,330 $\pm$ 0,041 A
Reciproc	0,512 $\pm$ 0,282 D	0,400 $\pm$ 0,185 D	0,527 $\pm$ 0,144 D	0,693 $\pm$ 0,147 B	0,782 $\pm$ 0,140 C	0,747 $\pm$ 0,140 C
ProGlider + Reciproc	0,361 $\pm$ 0,158 C	0,309 $\pm$ 0,120 C	0,455 $\pm$ 0,206 C	0,655 $\pm$ 0,229 B	0,744 $\pm$ 0,210 C	0,759 $\pm$ 0,147 C
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir.						
%95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile $p<.05$ anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.						

Tablo 4.4(devamı). L-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

	Apikal uzaklık (mm)				
	6	7	8	9	10
ProTaper Next	0,465±0,041 B	0,524±0,043 B	0,596±0,045 B	0,648±0,023 B	0,711±0,040 C
ProGlider + ProTaper Next	0,442±0,057 B	0,512±0,047 B	0,571±0,052 B	0,631±0,053 B	0,678±0,046 B,C
TwistedFile Adaptive	0,379±0,047 A	0,407±0,040 A	0,445±0,044 A	0,501±0,032 A	0,532±0,041 A
ProGlider + TwistedFile Adaptive	0,372±0,046 A	0,416±0,027 A	0,441±0,038 A	0,473±0,062 A	0,516±0,050 A
Reciproc	0,674±0,111 C	0,617±0,065 C	0,591±0,046 B	0,621±0,044 B	0,650±0,052 B,C
ProGlider + Reciproc	0,679±0,113 C	0,624±0,080 C	0,602±0,056 B	0,615±0,048 B	0,648±0,043 B
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile $p < .05$ anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.					

Yapılan post hoc testlerinden Bonferroni istatistiğine göre;

Apikal uzaklık 0 mm'de en az genişletme PG+TFA (0.107 ± 0.036) grubunda bulunmuştur. PG+TFA (0.107 ± 0.036) grubunda ile PTN (0.241 ± 0.063), PG+PTN (0.205 ± 0.032), TFA (0.188 ± 0.055), R (0.512 ± 0.282) ve PG+R (0.361 ± 0.158) gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$). En fazla genişletme ise R (0.512 ± 0.282) grubundadır ve diğer gruplarla arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$).

Apikal uzaklık 1 mm'de en az genişletme PG+TFA (0.130 ± 0.030) grubundadır ve PTN (0.206 ± 0.040), R (0.400 ± 0.185) ve PG+R (0.309 ± 0.120) gruplarıyla arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<.05$). PG+TFA (0.130 ± 0.030) ve PG+PTN (0.179 ± 0.029) ile TFA (0.158 ± 0.023) arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$). En fazla genişletme ise R (0.400 ± 0.185) grubundadır ve tüm gruplarla arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$).

Apikal uzaklık 2 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.170 ± 0.034), TFA (0.184 ± 0.036) ve PG+PTN (0.232 ± 0.034) gruplarında görülmüştür ve aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$). En fazla genişletme miktarı ise R (0.527 ± 0.144) grubundadır ve PG+TFA (0.170 ± 0.034), TFA (0.184 ± 0.036), PTN (0.240 ± 0.032), PG+PTN (0.232 ± 0.034) ve PG+R (0.455 ± 0.206) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$).

Apikal uzaklık 3 mm'de en az genişletme miktarı sırasıyla PG+TFA (0.221 ± 0.044), TFA (0.272 ± 0.053), PTN (0.274 ± 0.038) ve PG+PTN (0.284 ± 0.066) gruplarında görülmüştür. Bu gruplar ile R (0.693 ± 0.147) ve PG+R (0.655 ± 0.229) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$). PG+TFA (0.221 ± 0.044), TFA (0.272 ± 0.053), PTN (0.274 ± 0.038) ve PG+PTN (0.284 ± 0.066) grupları arasında ve R (0.693 ± 0.147) ile PG+R (0.655 ± 0.229) grupları arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal uzaklık 4 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.292 ± 0.044), TFA (0.328 ± 0.024) ve PG+PTN (0.352 ± 0.049) gruplarında görülmüştür. PG+TFA (0.292 ± 0.044) ile PTN (0.369 ± 0.033), R (0.782 ± 0.140) ve PG+R (0.744 ± 0.210)

arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme ise R (0.782 ± 0.140) ve PG+R (0.744 ± 0.210) gruplarındadır ve tüm diğer gruplarla arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). R (0.782 ± 0.140) ve PG+R (0.744 ± 0.210) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal uzaklık 5 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.330 ± 0.041), TFA (0.363 ± 0.043) ve PG+PTN (0.396 ± 0.039) gruplarında görülmüştür. PG+TFA (0.330 ± 0.041) ile PTN (0.415 ± 0.048), R (0.747 ± 0.140) ve PG+R (0.759 ± 0.147) arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme ise PG+R (0.759 ± 0.147) ve R (0.747 ± 0.140) gruplarındadır ve tüm diğer gruplarla arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$).

Apikal uzaklık 6 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.372 ± 0.046) ve TFA (0.379 ± 0.047) gruplarındadır. PG+TFA (0.372 ± 0.046) ve TFA (0.379 ± 0.047) grupları ile PTN (0.465 ± 0.041), PG+PTN (0.442 ± 0.057), R (0.674 ± 0.111) ve PG+R (0.679 ± 0.113) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme ise R (0.674 ± 0.111) ve PG+R (0.679 ± 0.113) gruplarında görülmüştür. PG+TFA (0.372 ± 0.046) ile TFA (0.379 ± 0.047), PG+PTN (0.442 ± 0.057) ile PTN (0.465 ± 0.041), R (0.674 ± 0.111) ile PG+R (0.679 ± 0.113) arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal uzaklık 7 mm'de en az genişletme miktarı TFA (0.407 ± 0.040) ve PG+TFA (0.416 ± 0.027) gruplarındadır. TFA (0.407 ± 0.040) ve PG+TFA (0.416 ± 0.027) grupları ile PTN (0.524 ± 0.043), PG+PTN (0.512 ± 0.047), R (0.617 ± 0.065) ve PG+R (0.624 ± 0.080) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme ise R (0.617 ± 0.065) ve PG+R (0.624 ± 0.080) gruplarında görülmüştür. TFA (0.407 ± 0.040) ile PG+TFA (0.416 ± 0.027), PG+PTN (0.512 ± 0.047) ile PTN (0.524 ± 0.043), R (0.617 ± 0.065) ile PG+R (0.624 ± 0.080) arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Apikal uzaklık 8 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.441 ± 0.038) ve TFA (0.445 ± 0.044) gruplarındadır. PG+TFA (0.441 ± 0.038) ve TFA (0.445 ± 0.044) grupları ile PTN (0.596 ± 0.045), PG+PTN (0.571 ± 0.052), R (0.591 ± 0.046) ve PG+R (0.602 ± 0.056) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme

PG+R (0.602 ± 0.056) grubundadır ve PTN (0.596 ± 0.045), PG+PTN (0.571 ± 0.052) ile R (0.591 ± 0.046) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal uzaklık 9 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.473 ± 0.062) ve TFA (0.501 ± 0.032) gruplarındadır. PG+TFA (0.473 ± 0.062) ve TFA (0.501 ± 0.032) grupları ile PTN (0.648 ± 0.023), PG+PTN (0.631 ± 0.053), R (0.621 ± 0.044) ve PG+R (0.615 ± 0.048) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme PTN (0.648 ± 0.023) grubundadır ve PG+PTN (0.631 ± 0.053), R (0.621 ± 0.044) ile PG+R (0.615 ± 0.048) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal uzaklık 10 mm'de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.516 ± 0.050) ve TFA (0.532 ± 0.041) gruplarındadır. PG+TFA (0.516 ± 0.050) ve TFA (0.532 ± 0.041) grupları ile PTN (0.711 ± 0.040), PG+PTN (0.678 ± 0.046), R (0.650 ± 0.052) ve PG+R (0.648 ± 0.043) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme ise PTN (0.711 ± 0.040) grubundadır ve TFA (0.532 ± 0.041), PG+TFA (0.516 ± 0.050) ile PG+R (0.648 ± 0.043) gruplarıyla arasında anlamlı fark vardır ($p<.05$).

4.2. ÇİFT KURVATÜRE SAHİP (S-ŞEKİLLİ KANALLI) REZİN BLOKLARDAN ELDE EDİLEN BULGULAR

S-şekilli kanala sahip rezin bloklar, birinci kurvatür açısı $30-35^\circ$ ve ikinci kurvatür açısı ise 20° olarak apikal ve koronal olmak üzere çift kurvatüre sahiptir. Bu kanallarda ölçüm yapılırken 0 mm kanalın apeksini, 1-3 mm apikal kurvatürü, 4-6 mm koronal kurvatürü ve 7-10 mm ise kanalın düz bölgesini belirtmektedir.

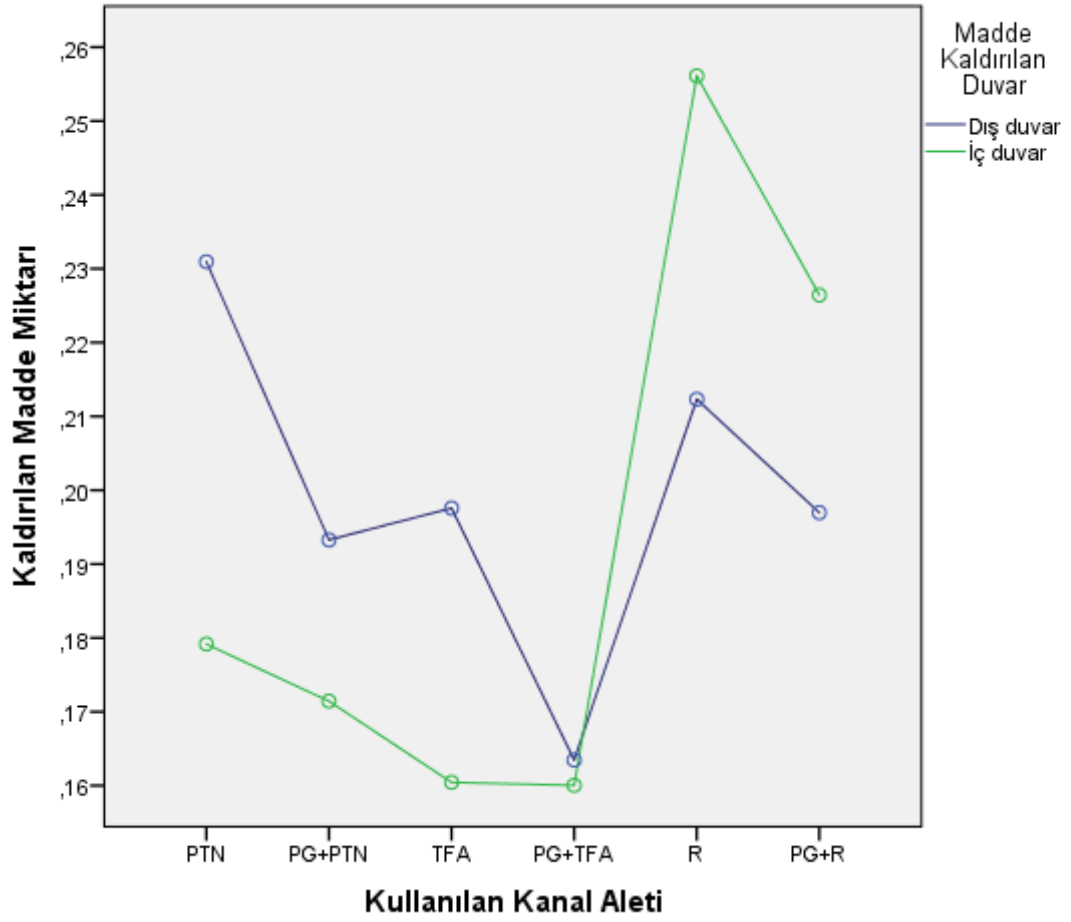
4.2.1. Dış-İç Duvardan Kaldırılan Madde Miktarı Verileri

S-şekilli kanallarda kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde kanalın dış-iç duvarı ve kanal aleti çeşidinin ortak etkisi açısından istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p=.000$). Kullanılan döner kanal aletlerinin dış ve iç duvarda kaldırdığı madde miktarı Tablo 4.5'de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. S kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanalın dış ve iç duvarından kaldırdığı madde miktarı

	Dış Duvar	İç Duvar
PTN	0.231±0.089	0.179±0.077
PG+PTN	0.193±0.079	0.171±0.059
TFA	0.198±0.068	0.160±0.046
PG+TFA	0.164±0.056	0.160±0.049
R	0.212±0.101	0.256±0.117
PG+R	0.197±0.099	0.226±0.102

S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı Grafik 4.10'de gösterilmiştir. Dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarları kullanılan kanal aleti yönünden karşılaştırıldığında en fazla fark PTN, PG+PTN ve TFA gruplarında bulunmuştur. PTN, PG+PTN ve TFA gruplarında dış duvardan kaldırılan madde miktarı sırasıyla (0.231±0.089), (0.193±0.079) ve (0.198±0.068) ile iç duvardan kaldırılan sırasıyla (0.179±0.077), (0.171±0.059) ve (0.160±0.046) madde miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde fazladır (p=.000). R ve PG+R gruplarında ise iç duvardan kaldırılan madde miktarı sırasıyla (0.256±0.117) ve (0.226±0.102) ile dış duvardan kaldırılan sırasıyla (0.212±0.101) ve (0.197±0.099) madde miktarlarından daha fazla bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde fazla bulunmuştur (p=.000). PG+TFA grubunda dış duvardan kaldırılan madde miktarı (0.164±0.056) ile iç duvardan kaldırılan madde miktarı (0.160±0.049) arasında en küçük fark tespit edilmiştir, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>.05) (Grafik 4.10).



Grafik 4.10. S kanallarda kullanılan kanal aletine göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı

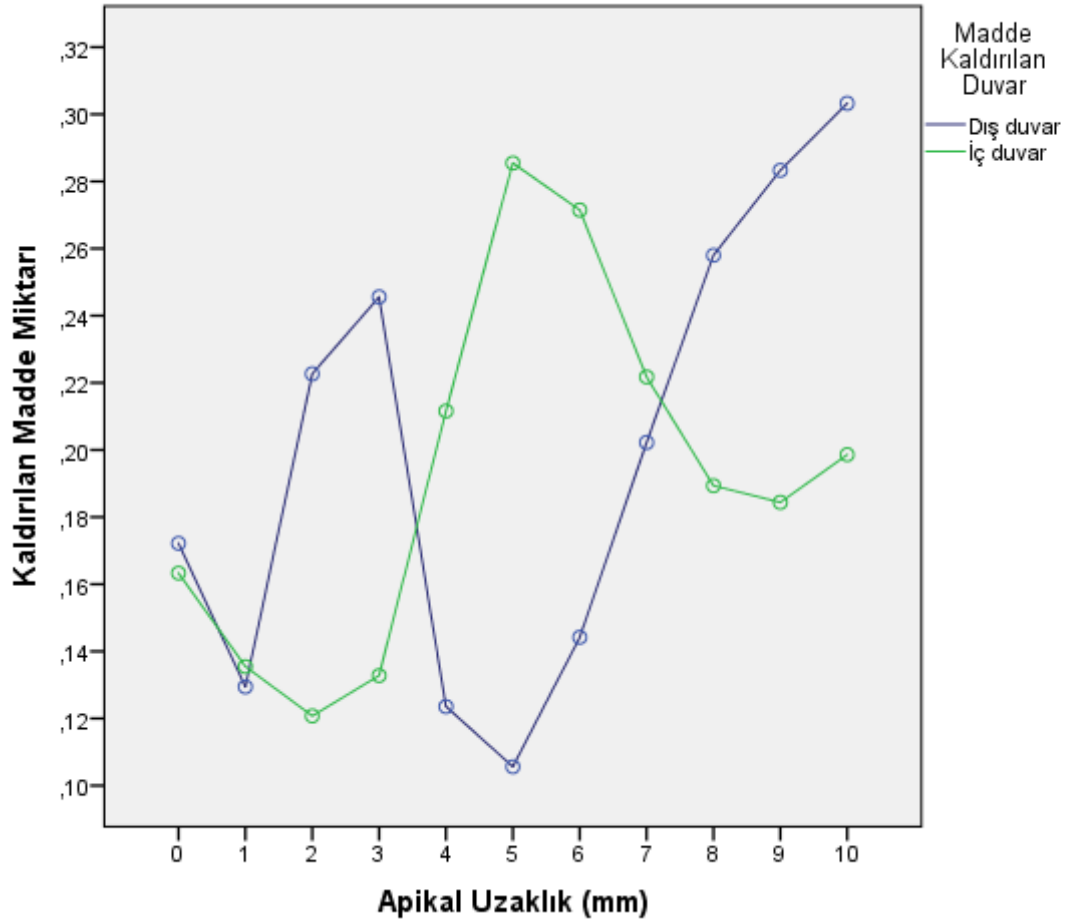
S-şekilli kanalların Ni-Ti döner kanal aletleri ile preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde kanalın dış-iç duvarı ve apikalden uzaklığın ortak etkisi açısından istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p=.000$). Preparasyon işlemi sonrası apikalden uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarının Tablo 4.6’de gösterilmiştir.

Tablo 4.6. S kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarı

	Dış Duvar	İç Duvar
0 mm	0.172±0.061	0.163±0.103
1 mm	0.129±0.048	0.136±0.071
2 mm	0.223±0.079	0.121±0.041
3 mm	0.246±0.057	0.133±0.040
4 mm	0.124±0.043	0.212±0.072
5 mm	0.106±0.036	0.286±0.094
6 mm	0.144±0.051	0.272±0.099
7 mm	0.202±0.055	0.222±0.078
8 mm	0.258±0.054	0.189±0.053
9 mm	0.283±0.057	0.184±0.045
10 mm	0.303±0.065	0.199±0.046

S-şekilli kanallarda preparasyon sonrası apikalden uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı Grafik 4.11’de gösterilmiştir. Dış ve iç duvardan kaldırılan madde miktarları apikalden uzaklık açısından karşılaştırıldığında; apikalden 2 mm, 3 mm, 8 mm, 9 mm ve 10 mm uzaklıkta dış duvardan kaldırılan madde miktarının sırasıyla (0.223±0.079), (0.246±0.057), (0.258±0.054), (0.283±0.057) ve (0.303±0.065) ile iç duvardan kaldırılan sırasıyla (0.121±0.041), (0.133±0.040), (0.189±0.053), (0.184±0.045) ve (0.199±0.046) madde miktarından daha fazla ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=.000). Apikalden 4 mm, 5 mm ve 6 mm uzaklıkta ise iç duvardan kaldırılan madde miktarının sırasıyla (0.212±0.072), (0.286±0.094) ve (0.272±0.099) ile dış duvardan kaldırılan sırasıyla (0.124±0.043), (0.106±0.036) ve (0.144±0.051) madde miktarından daha fazla bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde fazladır (p=.000). 0 mm, 1 mm ve 7 mm’de dış duvardan kaldırılan madde miktarı sırasıyla (0.172±0.061), (0.129±0.048) ve (0.202±0.055) ile iç duvardan kaldırılan (0.163±0.103), (0.136±0.071) ve (0.222±0.078) madde miktarı arasında küçük fark

tespit edilmiştir, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>.05$) (Grafik 4.11).



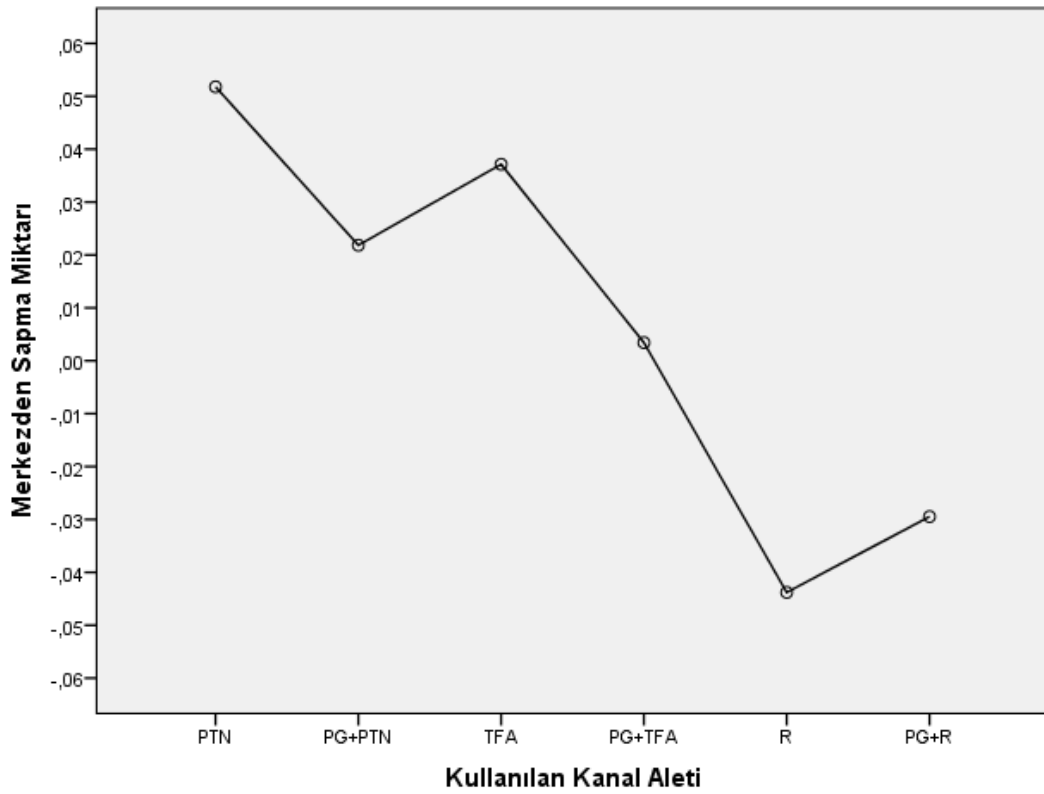
Grafik 4.11. S kanallarda apikal uzaklığa göre kanalın dış ve iç duvarından kaldırılan madde miktarı

4.2.2. Merkezden Sapma Verileri

S-şekilli kanal preparasyonu sırasında kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin merkezden sapma miktarı Grafik 4.12’de gösterilmiştir. Elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$).

Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; en fazla merkezden sapma miktarları PTN (0.052 ± 0.138) ve R (-0.044 ± 0.190) gruplarında görülmüştür.

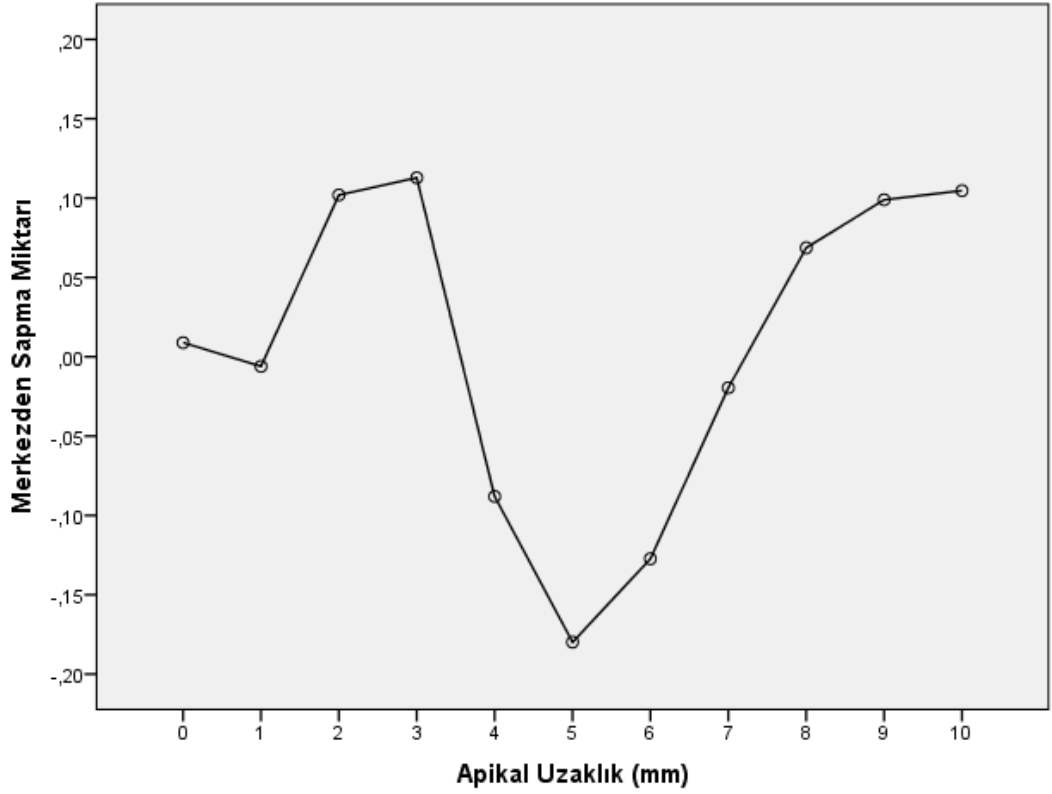
PTN (0.052 ± 0.138) ve PG+TFA (0.003 ± 0.085), R (-0.044 ± 0.190), PG+R (-0.029 ± 0.179) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=.000$). PTN (0.052 ± 0.138) ve PG+PTN (0.022 ± 0.096), TFA (0.037 ± 0.092) grupları arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$). R (-0.044 ± 0.190) grubu ile PTN (0.052 ± 0.138), PG+PTN (0.022 ± 0.096), TFA (0.037 ± 0.092) ve PG+TFA (0.003 ± 0.085) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p=.000$). En az merkezden sapma miktarı PG+TFA (0.003 ± 0.085) grubundadır; PTN (0.052 ± 0.138) ($p=.000$), TFA (0.037 ± 0.092) ($p<.05$), R (-0.044 ± 0.190) ($p=.001$) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur. PG+TFA (0.003 ± 0.085) grubu ile PG+PTN (0.022 ± 0.096), PG+R (-0.029 ± 0.179) grupları arasında ise anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$) (Grafik 4.12).



Grafik 4.12. Kullanılan kanal aletine göre S kanallarda merkezden sapma miktarı

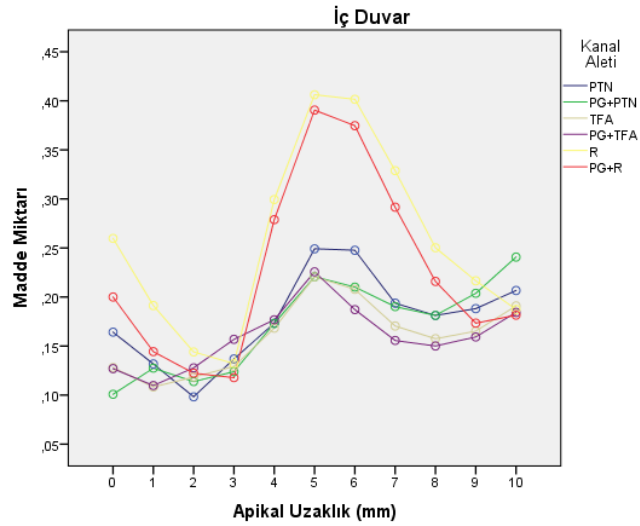
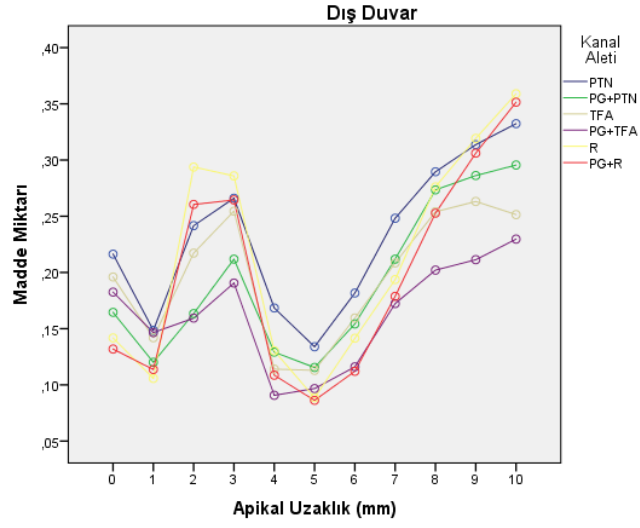
S-şekilli kanal preparasyonu işleminde apikalden uzaklığın kanal aletlerinin merkezden sapma miktarı Grafik 4.13’de gösterilmiştir. Apikalden uzaklığın merkezlenme kabiliyeti üzerindeki etkisi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$)

Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; 5mm (-0.180 ± 0.116)’de kurvatürün iç tarafına merkezden sapmanın en fazla olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. 5 mm (-0.180 ± 0.116)’de merkezden sapma miktarı ile 0 mm (0.009 ± 0.132), 1 mm (-0.006 ± 0.098), 2 mm (0.102 ± 0.101), 3 mm (0.113 ± 0.084), 4 mm (-0.088 ± 0.096), 7 mm (-0.020 ± 0.110), 8 mm (0.069 ± 0.081), 9 mm (0.099 ± 0.074) ve 10 mm (0.105 ± 0.088) ($p=.000$) ve 6 mm (-0.127 ± 0.126) ($p<.05$) grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmaktadır (Grafik 4.13). En az merkezden sapma 0 mm (0.009 ± 0.132), 1 mm (-0.006 ± 0.098) ve 7 mm (-0.020 ± 0.110)’de elde edilmiş aralarında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p>.05$). 2 mm (0.102 ± 0.101), 3 mm (0.113 ± 0.084), 8 mm (0.069 ± 0.081), 9 mm (0.099 ± 0.074) ve 10 mm (0.105 ± 0.088) apikal uzaklıklarda merkezden sapma kurvatürün dış tarafına doğru bulunmuş, aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$).



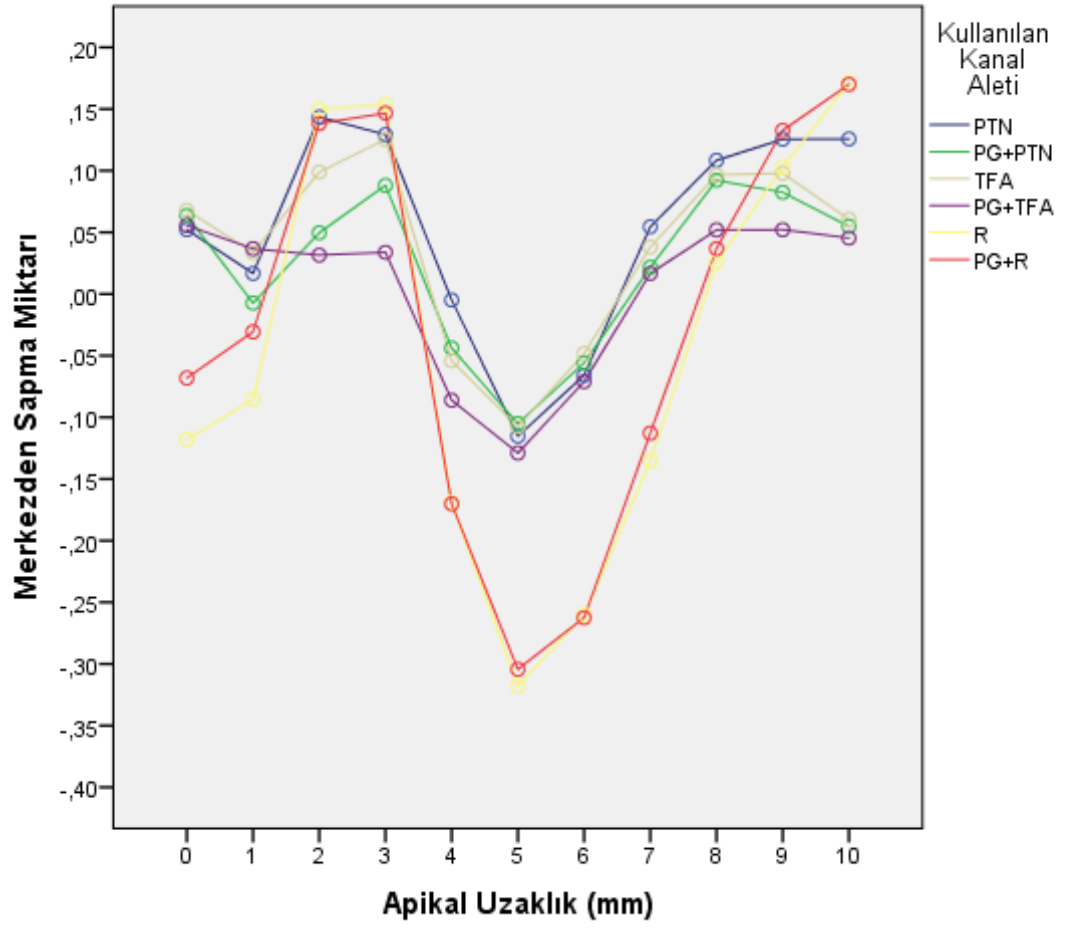
Grafik 4.13. Apikalden uzaklığa göre S kanallarda merkezden sapma miktarı

S-şekilli kanallarda Ni-Ti kanal aletlerinin preparasyon sırasında kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerinde; kanalın dış-iç duvarı, kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığın ortak etkisi açısından ise istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). Kök kanalları dış ve iç duvarlardan kaldırılan madde miktarında kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığın etkisi Grafik 4.14’de gösterilmiştir.



Grafik 4.14. S kanallarda kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarı üzerindeki ortak etkisi

S-şekilli kanallarda preparasyon sonrası kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklık yönünden merkezden sapma miktarı Grafik 4.15’de gösterilmiştir. Kanal preparasyonunda merkezden sapma değerleri kullanılan kanal aletleri ve apikalden uzaklığın ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < .05$). Merkezden sapma verileri Tablo 4.7’de detaylı olarak gösterilmektedir.



Grafik 4.15. Kullanılan kanal aleti ve apikalden uzaklığa göre S kanallarda merkezden sapma

Tablo 4.7. S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

Apikalden uzaklık (mm)							
		0	1	2	3	4	5
ProTaper Next	Dış duvar	0,216±0,083	0,149±0,075	0,242±0,102	0,266±0,067	0,168±0,049	0,134±0,033
	İç duvar	0,164±0,088	0,132±0,067	0,098±0,056	0,137±0,055	0,173±0,057	0,249±0,068
	Merkezde kalma	0,052±0,105 A	0,017±0,122 A,B	0,143±0,151 C	0,129±0,115 B,C	-0,005±0,101 A	-0,115±0,094 A
ProGlider + ProTaper Next	Dış duvar	0,165±0,048	0,120±0,039	0,164±0,038	0,212±0,035	0,129±0,029	0,116±0,031
	İç duvar	0,101±0,034	0,128±0,033	0,114±0,026	0,124±0,035	0,173±0,040	0,221±0,041
	Merkezde kalma	0,064±0,079 A	-0,007±0,065 A,B	0,050±0,062 A,B	0,088±0,060 B	-0,044±0,059 A,B	-0,105±0,053 A
TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,196±0,043	0,142±0,025	0,217±0,048	0,255±0,047	0,114±0,042	0,113±0,039
	İç duvar	0,128±0,023	0,108±0,035	0,118±0,042	0,129±0,042	0,168±0,036	0,221±0,024
	Merkezde kalma	0,068±0,059 A	0,034±0,046 A	0,099±0,084 B,C	0,125±0,081 B,C	-0,054±0,072 A,B	-0,108±0,049 A
ProGlider + TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,183±0,039	0,147±0,039	0,159±0,048	0,191±0,039	0,091±0,026	0,097±0,030
	İç duvar	0,127±0,031	0,110±0,026	0,128±0,022	0,157±0,039	0,177±0,050	0,226±0,058
	Merkezde kalma	0,056±0,066 A	0,037±0,062 A	0,032±0,057 A	0,034±0,067 A	-0,086±0,067 B	-0,129±0,077 A
Reciproc	Dış duvar	0,142±0,058	0,106±0,052	0,294±0,058	0,286±0,041	0,130±0,032	0,089±0,040
	İç duvar	0,260±0,188	0,191±0,137	0,144±0,041	0,132±0,033	0,299±0,053	0,406±0,042
	Merkezde kalma	-0,118±0,204 B	-0,086±0,150 C	0,150±0,090 C	0,154±0,062 C	-0,169±0,070 C	-0,318±0,078 B
ProGlider + Reciproc	Dış duvar	0,132±0,049	0,114±0,031	0,261±0,071	0,265±0,054	0,109±0,037	0,086±0,024
	İç duvar	0,200±0,069	0,144±0,034	0,122±0,045	0,118±0,031	0,279±0,049	0,391±0,048
	Merkezde kalma	-0,068±0,108 B	-0,031±0,057 B	0,138±0,084 C	0,147±0,053 C	-0,170±0,081 C	-0,304±0,066 B
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farkı olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile p<:05 anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.							

Tablo 4.7(devam). S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalenden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda dış ve iç duvardaki preparasyonu ve kanal aletlerinin merkezde kalma değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

		Apikalenden uzaklık (mm)				
		6	7	8	9	10
ProTaper Next	Dış duvar	0,182 $\pm$ 0,063	0,248 $\pm$ 0,060	0,290 $\pm$ 0,052	0,314 $\pm$ 0,060	0,332 $\pm$ 0,046
	İç duvar	0,248 $\pm$ 0,091	0,194 $\pm$ 0,073	0,181 $\pm$ 0,061	0,188 $\pm$ 0,042	0,207 $\pm$ 0,039
	Merkezde kalma	-0,066 $\pm$ 0,145 A	0,055 $\pm$ 0,122 A	0,108 $\pm$ 0,104 D	0,126 $\pm$ 0,096 B	0,126 $\pm$ 0,096 B
ProGlider + ProTaper Next	Dış duvar	0,154 $\pm$ 0,045	0,212 $\pm$ 0,075	0,274 $\pm$ 0,067	0,286 $\pm$ 0,056	0,296 $\pm$ 0,038
	İç duvar	0,210 $\pm$ 0,033	0,190 $\pm$ 0,034	0,181 $\pm$ 0,040	0,204 $\pm$ 0,053	0,241 $\pm$ 0,051
	Merkezde kalma	-0,056 $\pm$ 0,066 A	0,022 $\pm$ 0,098 A	0,092 $\pm$ 0,099 B,C,D	0,082 $\pm$ 0,095 A,B	0,055 $\pm$ 0,080 A
TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,160 $\pm$ 0,041	0,209 $\pm$ 0,049	0,234 $\pm$ 0,049	0,263 $\pm$ 0,041	0,252 $\pm$ 0,043
	İç duvar	0,208 $\pm$ 0,027	0,170 $\pm$ 0,021	0,158 $\pm$ 0,020	0,163 $\pm$ 0,032	0,191 $\pm$ 0,029
	Merkezde kalma	-0,048 $\pm$ 0,042 A	0,038 $\pm$ 0,059 A	0,097 $\pm$ 0,054 C,D	0,098 $\pm$ 0,047 A,B	0,061 $\pm$ 0,048 A
ProGlider + TwistedFile Adaptive	Dış duvar	0,116 $\pm$ 0,042	0,172 $\pm$ 0,023	0,202 $\pm$ 0,034	0,211 $\pm$ 0,030	0,230 $\pm$ 0,038
	İç duvar	0,187 $\pm$ 0,049	0,156 $\pm$ 0,027	0,150 $\pm$ 0,035	0,159 $\pm$ 0,040	0,184 $\pm$ 0,038
	Merkezde kalma	-0,071 $\pm$ 0,077 A	0,017 $\pm$ 0,044 A	0,052 $\pm$ 0,050 A,B,C	0,052 $\pm$ 0,042 A	0,045 $\pm$ 0,039 A
Reciproc	Dış duvar	0,142 $\pm$ 0,052	0,194 $\pm$ 0,037	0,276 $\pm$ 0,037	0,319 $\pm$ 0,030	0,359 $\pm$ 0,038
	İç duvar	0,402 $\pm$ 0,035	0,329 $\pm$ 0,037	0,250 $\pm$ 0,035	0,217 $\pm$ 0,034	0,187 $\pm$ 0,026
	Merkezde kalma	-0,260 $\pm$ 0,072 B	-0,135 $\pm$ 0,069 B	0,076 $\pm$ 0,058 A	0,103 $\pm$ 0,055 A,B	0,172 $\pm$ 0,052 B
ProGlider + Reciproc	Dış duvar	0,112 $\pm$ 0,033	0,179 $\pm$ 0,049	0,253 $\pm$ 0,044	0,306 $\pm$ 0,040	0,352 $\pm$ 0,057
	İç duvar	0,375 $\pm$ 0,047	0,292 $\pm$ 0,051	0,216 $\pm$ 0,046	0,173 $\pm$ 0,044	0,182 $\pm$ 0,046
	Merkezde kalma	-0,263 $\pm$ 0,076 B	-0,113 $\pm$ 0,091 B	0,037 $\pm$ 0,082 A,B	0,133 $\pm$ 0,074 B	0,170 $\pm$ 0,098 B
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile p<.05 anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.						

Yapılan post hot analizi Bonferroni istatistiğine göre;

Apikal 0 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PTN (0.052 ± 0.105), PG+TFA (0.056 ± 0.066), PG+PTN (0.064 ± 0.079) ve TFA (0.068 ± 0.059) gruplarında görülmüştür. Bu grupların PG+R (-0.068 ± 0.108) ve R (-0.118 ± 0.204) gruplarıyla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği bulunmuştur ($p < .05$). PTN (0.052 ± 0.105), PG+TFA (0.056 ± 0.066), PG+PTN (0.064 ± 0.079) ve TFA (0.068 ± 0.059) grupları arasında ve PG+R (-0.068 ± 0.108) ile R (-0.118 ± 0.204) grupları arasında ise anlamlı fark yoktur ($p > .05$).

Apikal 1 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PG+PTN (-0.007 ± 0.065) ve PTN (0.017 ± 0.122) gruplarında görülmüştür. Bu gruplar ile TFA (0.034 ± 0.046), PG+TFA (0.037 ± 0.062) ve PG+R (-0.031 ± 0.057) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır ($p > .05$). PG+PTN (-0.007 ± 0.065) ve PTN (0.017 ± 0.122) grupları R (-0.086 ± 0.150) grubu ile arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p < .05$). TFA (0.034 ± 0.046) ve PG+TFA (0.037 ± 0.062) grupları ile PG+R (-0.031 ± 0.057) ve R (-0.086 ± 0.150) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p < .05$).

Apikal 2 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PG+TFA (0.032 ± 0.057) ve PG+PTN (0.050 ± 0.062) gruplarında elde edilmiştir. PG+TFA (0.032 ± 0.057) grubu ile PTN (0.143 ± 0.151), TFA (0.099 ± 0.084), R (0.150 ± 0.090) ve PG+R (0.138 ± 0.084) grupları arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p < .05$). PG+PTN (0.050 ± 0.062) grubu ile PTN (0.143 ± 0.151), R (0.150 ± 0.090) ve PG+R (0.138 ± 0.084) grupları arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p < .05$). PG+PTN (0.050 ± 0.062) grubu ile TFA (0.099 ± 0.084) grubu ile arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > .05$).

Apikal 3 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değer PG+TFA (0.034 ± 0.067) grubunda elde edilmiştir. PTN (0.129 ± 0.115), PG+PTN (0.088 ± 0.060), TFA (0.125 ± 0.081), R (0.154 ± 0.062) ve PG+R (0.147 ± 0.053) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p < .05$). İkinci merkezi değer ise PG+PTN (0.088 ± 0.060) grubunda bulunmuştur ve PTN (0.129 ± 0.115) ve TFA (0.125 ± 0.081) gruplarıyla istatistiksel anlamlı fark

bulunmamaktadır ($p>.05$). R (0.154 ± 0.062) ve PG+R (0.147 ± 0.053) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal 4 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değer PTN (-0.005 ± 0.101) grubunda elde edilmiştir. PTN (-0.005 ± 0.101), PG+PTN (-0.044 ± 0.059) ve TFA (-0.054 ± 0.072) gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>.05$). PTN (-0.005 ± 0.101) ile PG+TFA (-0.086 ± 0.067), R (-0.169 ± 0.070) ve PG+R (-0.170 ± 0.081) gruplarıyla arasında ise anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PG+PTN (-0.044 ± 0.059), TFA (-0.054 ± 0.072) ve PG+TFA (-0.086 ± 0.067) arasında ayrıca R (-0.169 ± 0.070) ve PG+R (-0.170 ± 0.081) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal 5 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PG+PTN (-0.105 ± 0.053), TFA (-0.108 ± 0.049), PTN (-0.115 ± 0.094) ve PG+TFA (-0.129 ± 0.077) gruplarında elde edilmiş. R (-0.318 ± 0.078) ve PG+R (-0.304 ± 0.066) ile karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PG+PTN (-0.105 ± 0.053), TFA (-0.108 ± 0.049), PTN (-0.115 ± 0.094) ve PG+TFA (-0.129 ± 0.077) grupları arasında ve R (-0.318 ± 0.078) ile PG+R (-0.304 ± 0.066) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal 6 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla TFA (-0.048 ± 0.042), PG+PTN (-0.056 ± 0.066), PTN (-0.066 ± 0.145) ve PG+TFA (-0.071 ± 0.077) gruplarında elde edilmiş. R (-0.260 ± 0.072) ve PG+R (-0.263 ± 0.076) ile karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). TFA (-0.048 ± 0.042), PG+PTN (-0.056 ± 0.066), PTN (-0.066 ± 0.145) ve PG+TFA (-0.071 ± 0.077) grupları arasında ve R (-0.260 ± 0.072) ile PG+R (-0.263 ± 0.076) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal 7 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PG+TFA (0.017 ± 0.044), PG+PTN (0.022 ± 0.098), TFA (0.038 ± 0.059) ve PTN (0.055 ± 0.122) gruplarında elde edilmiş. PG+R (-0.113 ± 0.091) ve R (-0.135 ± 0.069) ile karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark

bulunmuştur ($p<.05$). PG+TFA (0.017 ± 0.044), PG+PTN (0.022 ± 0.098), TFA (0.038 ± 0.059) ve PTN (0.055 ± 0.122) grupları arasında ve PG+R (-0.113 ± 0.091) ve R (-0.135 ± 0.069) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

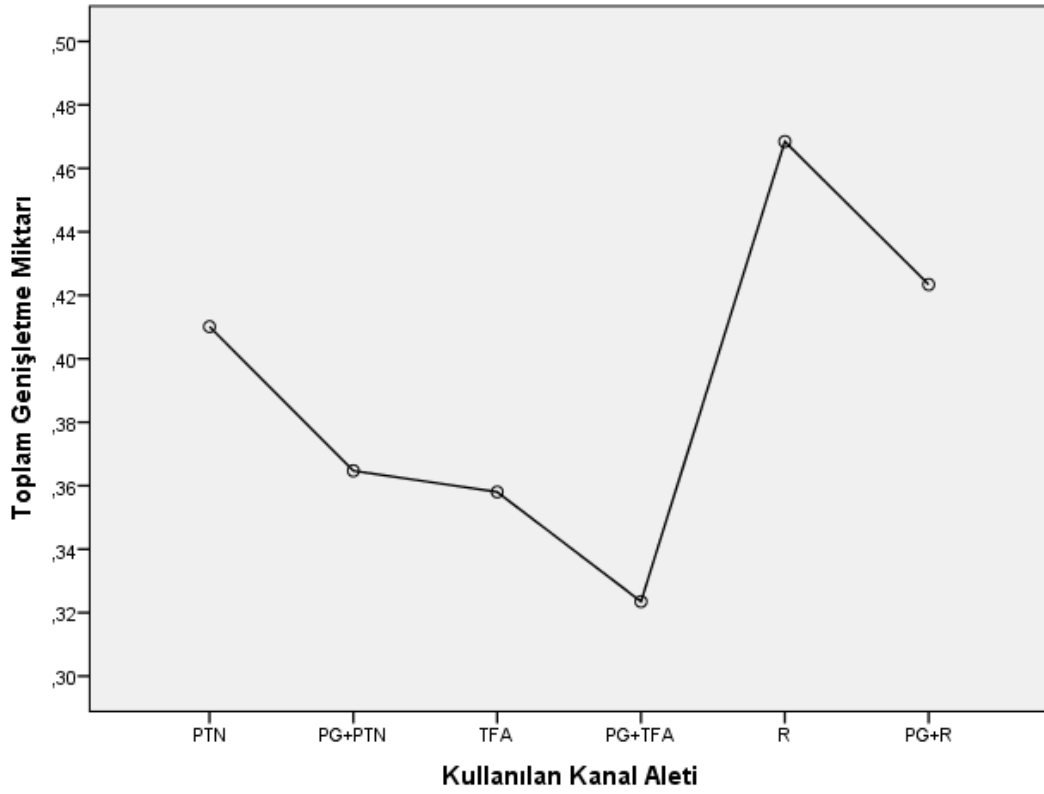
Apikal 8 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler diğer apikal uzaklıklardan farklı olarak sırasıyla R (0.026 ± 0.058), PG+R (0.037 ± 0.082) ve PG+TFA (0.052 ± 0.050) gruplarında elde edilmiş ve bu gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$). R (0.026 ± 0.058); PG+PTN (0.092 ± 0.099), TFA (0.097 ± 0.054) ve PTN (0.108 ± 0.104) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PG+R (0.037 ± 0.082); PTN (0.108 ± 0.104) ve TFA (0.097 ± 0.054) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$).

Apikal 9 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değer PG+TFA (0.052 ± 0.042) grubunda elde edilmiştir. PG+TFA (0.052 ± 0.042) grubu, PTN (0.126 ± 0.096) ve PG+R (0.133 ± 0.074) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PG+TFA (0.052 ± 0.042) grubu ile PG+PTN (0.082 ± 0.095), TFA (0.098 ± 0.047) ve R (0.103 ± 0.055) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Apikal 10 mm'deki merkezde kalma değerleri incelendiğinde; en merkezi değerler sırasıyla PG+TFA (0.045 ± 0.039), PG+PTN (0.055 ± 0.080) ve TFA (0.061 ± 0.048) gruplarında elde edilmiştir ve PTN (0.126 ± 0.096), PG+R (0.170 ± 0.098) ve R (0.172 ± 0.052) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). PG+TFA (0.045 ± 0.039), PG+PTN (0.055 ± 0.080) ve TFA (0.061 ± 0.048) arasında ve PTN (0.126 ± 0.096), PG+R (0.170 ± 0.098) ve R (0.172 ± 0.052) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

4.2.3. Genişletme Miktarı

S-şekli kanal preparasyonu sırasında kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin toplam genişletme miktarları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=.000$). Kullanılan kanal aletlerine göre toplam genişletme miktarı Grafik 4.16’de gösterilmiştir.

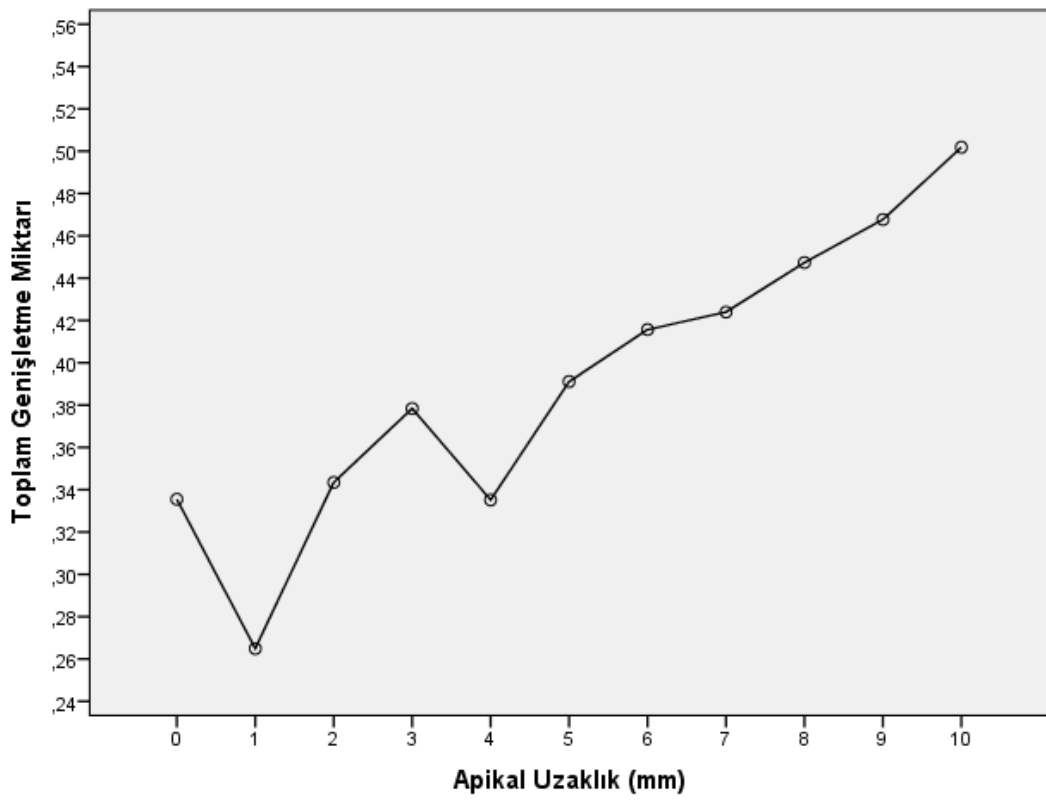


Grafik 4.16. Kullanılan kanal aletine göre toplam S kanal genişletme miktarı

Yapılan post hoc analizi Bonferroni istatistiğine göre; kanalda en fazla genişletme miktarı R (0.468 ± 0.108) grubunda elde edilmiştir ve PTN (0.410 ± 0.095), PG+PTN (0.365 ± 0.100), TFA (0.358 ± 0.071), PG+TFA (0.324 ± 0.062) ve PG+R (0.423 ± 0.090) gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=.000$). PG+TFA (0.324 ± 0.062) kanal genişletme miktarı ise PTN (0.410 ± 0.095), PG+PTN (0.365 ± 0.100), TFA (0.358 ± 0.071), R (0.468 ± 0.108) ve PG+R (0.423 ± 0.090) gruplarına kıyasla anlamlı bir şekilde az bulunmuştur ($p=.000$). PTN (0.410 ± 0.095)

ve PG+R (0.423 ± 0.090) arasında ayrıca PG+PTN (0.365 ± 0.100) ve TFA (0.358 ± 0.071) arasında toplam kanal genişletme miktarları ile ilgili istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır ($p > .05$) (Grafik 4.16).

S-şekilli kanal preparasyonu sırasında eğelerin toplam genişletme miktarlarında apikalden uzaklık arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p = .000$). Genişletme miktarının apikalden uzaklığa göre sonuçları Grafik 4.17’de gösterilmiştir.

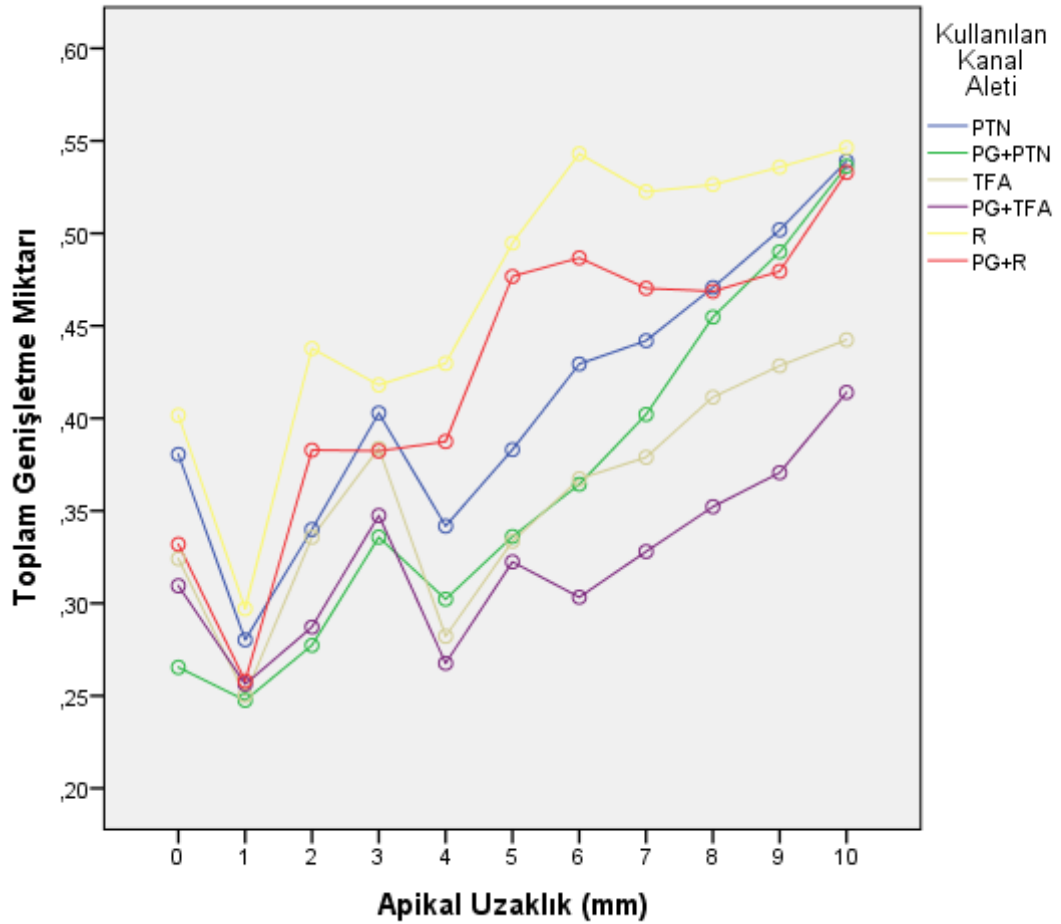


Grafik 4.17. Apikal uzaklığa göre toplam S kanal genişletme miktarı

Yapılan post hoc testlerinden Bonferroni istatistiğine göre; en fazla genişletme miktarı koronalde 10 mm (0.502 ± 0.070)’de ve en az genişletme ise apikale yakın 1 mm (0.265 ± 0.070)’de elde edilmiştir. 10 mm (0.502 ± 0.070) ve 1 mm (0.265 ± 0.070) grupları 0 mm (0.336 ± 0.106), 2 mm (0.343 ± 0.075), 3 mm (0.378 ± 0.052), 4 mm (0.335 ± 0.069), 5 mm (0.391 ± 0.082), 6 mm (0.416 ± 0.094), 7

mm (0.424 ± 0.077), 8 mm (0.447 ± 0.070) ve 9 mm (0.468 ± 0.071) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p=.000$) (Grafik 4.17). 0 mm (0.336 ± 0.106), 2 mm (0.343 ± 0.075) ve 4 mm (0.335 ± 0.069) apikal uzaklıklarda kanal genişletme miktarları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Kanal preparasyonunda genişletme miktarında kullanılan kanal aletlerinin ve apikalden uzaklıkla ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$). S-şekilli kanallarda genişletme miktarı kanal aletlerinin ve apikal uzaklık yönünden Grafik 4.18’de gösterilmektedir. S-şekilli kanallarda genişletme miktarı Tablo 4.8’de ayrıntılı bir şekilde belirtilmiştir.



Grafik 4.18. Kullanılan kanal aleti ve apikal uzaklığın ortak etkisiyle toplam S kanal genişletme miktarı

Tablo 4.8. S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

Apikalden uzaklık (mm)						
	0	1	2	3	4	5
ProTaper Next	0,381±0,135 C,D	0,280±0,072 A	0,340±0,062 B,C	0,403±0,040 B	0,342±0,036 B,C	0,383±0,051 B
ProGlider + ProTaper Next	0,265±0,027 A	0,248±0,032 A	0,277±0,018 A	0,336±0,035 A	0,302±0,038 A,B	0,336±0,049 A,B
TwistedFile Adaptive	0,324±0,036 A,B	0,250±0,039 A	0,336±0,032 B,C	0,384±0,036 A,B	0,282±0,029 A	0,334±0,042 A,B
ProGlider + TwistedFile Adaptive	0,310±0,025 A,B	0,256±0,022 A	0,287±0,047 A,B	0,348±0,040 A	0,268±0,042 A	0,322±0,050 A
Reciproc	0,402±0,190 D	0,297±0,144 A	0,438±0,044 D	0,418±0,041 B	0,430±0,052 D	0,495±0,027 C
ProGlider + Reciproc	0,332±0,052 B,C	0,258±0,032 A	0,383±0,085 C	0,382±0,070 A,B	0,388±0,030 C,D	0,477±0,036 C
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile p<.05 anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.						

Tablo 4.8(devamı). S-şekilli kanallarda kullanılan kanal aletlerinin apikalden farklı seviyelerdeki uzaklıklarda kanal toplam genişletme değerleri (ortalama değer $\pm$ standart sapma)

Apikalden uzaklık (mm)					
	6	7	8	9	10
ProTaper Next	0,429 $\pm$ 0,057 C	0,442 $\pm$ 0,055 C,D	0,471 $\pm$ 0,046 C	0,502 $\pm$ 0,037 C,D	0,539 $\pm$ 0,043 B
ProGlider + ProTaper Next	0,364 $\pm$ 0,044 B	0,402 $\pm$ 0,063 B,C	0,455 $\pm$ 0,046 B,C	0,490 $\pm$ 0,055 C,D	0,536 $\pm$ 0,042 B
TwistedFile Adaptive	0,367 $\pm$ 0,055 B	0,379 $\pm$ 0,047 A,B	0,412 $\pm$ 0,053 B	0,428 $\pm$ 0,056 B	0,442 $\pm$ 0,055 A
ProGlider + TwistedFile Adaptive	0,303 $\pm$ 0,048 A	0,328 $\pm$ 0,025 A	0,352 $\pm$ 0,048 A	0,371 $\pm$ 0,057 A	0,414 $\pm$ 0,065 A
Reciproc	0,543 $\pm$ 0,052 D	0,523 $\pm$ 0,028 E	0,526 $\pm$ 0,041 D	0,536 $\pm$ 0,032 D	0,546 $\pm$ 0,040 B
ProGlider + Reciproc	0,487 $\pm$ 0,030 D	0,470 $\pm$ 0,041 D,E	0,469 $\pm$ 0,038 C	0,480 $\pm$ 0,040 B,C	0,533 $\pm$ 0,032 B
Her bir sütun için farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu işaret etmektedir. %95 güven aralığında ANOVA- post hoc Bonferroni testi- t testi ile $p<.05$ anlamlılık düzeyi elde edilmiştir.					

Yapılan post hoc testlerinden Bonferroni istatistiğine göre;

Apikal uzaklık 0 mm’de kanal genişletme miktarı en fazla R (0.402 ± 0.190) grubundadır. R (0.402 ± 0.190) ile PTN (0.381 ± 0.135) arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$). R (0.402 ± 0.190) grubu PG+PTN (0.265 ± 0.027), TFA (0.324 ± 0.036), PG+TFA (0.310 ± 0.025) ve PG+R (0.332 ± 0.052) gruplarıyla ise arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$). En az genişletme ise PG+PTN (0.265 ± 0.027), PG+TFA (0.310 ± 0.025) ve TFA (0.324 ± 0.036) gruplarında görülmüş aralarında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 1 mm’de en fazla R (0.297 ± 0.144) grubundadır ve PTN (0.280 ± 0.072), PG+PTN (0.248 ± 0.032), TFA (0.250 ± 0.039), PG+TFA (0.256 ± 0.022) ve PG+R (0.258 ± 0.032) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 2 mm’de en az PG+PTN (0.277 ± 0.018) ve PG+TFA (0.287 ± 0.047) gruplarında elde edilmiştir. PG+PTN (0.277 ± 0.018) ile PTN (0.340 ± 0.062), TFA (0.336 ± 0.032), R (0.438 ± 0.044) ve PG+R (0.383 ± 0.085) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme miktarı ise R (0.438 ± 0.044) grubunda elde edilmiştir ve diğer gruplarla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 3 mm’de en fazla R (0.418 ± 0.041) ve PTN (0.403 ± 0.040) gruplarında elde edilmiştir. R (0.418 ± 0.041) ve PTN (0.403 ± 0.040), PG+R (0.382 ± 0.070) ile TFA (0.384 ± 0.036) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>.05$). R (0.418 ± 0.041) ve PTN (0.403 ± 0.040), PG+PTN (0.336 ± 0.035) ve PG+TFA (0.348 ± 0.040) gruplarıyla arasında ise istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 4 mm’de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.268 ± 0.042) ve TFA (0.282 ± 0.029) gruplarında elde edilmiştir. PG+TFA (0.268 ± 0.042) ve TFA (0.282 ± 0.029) grupları ile PTN (0.342 ± 0.036), R (0.430 ± 0.052) ve PG+R (0.388 ± 0.030) grupları arasında anlamlı fark bulunurken ($p<.05$), PG+PTN (0.302 ± 0.038) grubuyla arasında istatistiksel anlamlı fark

bulunmamıştır ($p>.05$). En fazla genişletme miktarı ise R (0.430 ± 0.052) grubunda elde edilmiştir ve PG+R (0.388 ± 0.030) grubuyla arasında anlamlı fark bulunmamış ($p>.05$) fakat diğer gruplarla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 5 mm’de en fazla genişletme miktarı R (0.495 ± 0.027) ve PG+R (0.477 ± 0.036) gruplarında elde edilmiştir ve PTN (0.383 ± 0.051), PG+PTN (0.336 ± 0.049), TFA (0.334 ± 0.042) ve PG+TFA (0.322 ± 0.050) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). En az genişletme ise PG+TFA (0.322 ± 0.050) grubunda elde edilmiştir. PG+TFA (0.322 ± 0.050) ile R (0.495 ± 0.027), PG+R (0.477 ± 0.036) ve PTN (0.383 ± 0.051) grupları arasında anlamlı fark bulunurken ($p<.05$), PG+PTN (0.336 ± 0.049) ve TFA (0.334 ± 0.042) ile arasında anlamlı fark elde edilememiştir ($p>.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 6 mm’de en az genişletme PG+TFA (0.303 ± 0.048) grubunda elde edilmiştir ve PTN (0.429 ± 0.057), PG+PTN (0.364 ± 0.044), TFA (0.367 ± 0.055), R (0.543 ± 0.052) ve PG+R (0.487 ± 0.030) gruplarıyla arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmuştur ($p<.05$). En fazla genişletme ise R (0.543 ± 0.052) ve PG+R (0.487 ± 0.030) gruplarında bulunmuştur. R (0.543 ± 0.052) ve PG+R (0.487 ± 0.030) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmazken ($p>.05$), R (0.543 ± 0.052) ve PG+R (0.487 ± 0.030) gruplarının PG+TFA (0.303 ± 0.048), PTN (0.429 ± 0.057), PG+PTN (0.364 ± 0.044) ile TFA (0.367 ± 0.055) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 7 mm’de en az genişletme PG+TFA (0.328 ± 0.025) ve TFA (0.379 ± 0.047) gruplarında elde edilmiştir. PG+TFA (0.328 ± 0.025) grubu, PG+PTN (0.402 ± 0.063), PTN (0.442 ± 0.055), PG+R (0.470 ± 0.041) ve R (0.523 ± 0.028) grupları ile arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$). TFA (0.379 ± 0.047) grubu ile PTN (0.442 ± 0.055), PG+R (0.470 ± 0.041) ve R (0.523 ± 0.028) grupları ile arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<.05$). En fazla genişletme miktarı R (0.523 ± 0.028) ve PG+R (0.470 ± 0.041) gruplarında elde edilmiştir, aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 8 mm’de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.352 ± 0.048) grubundadır. PG+TFA (0.352 ± 0.048) grubu PTN (0.471 ± 0.046),

PG+PTN (0.455 ± 0.046), TFA (0.412 ± 0.053), R (0.526 ± 0.041) ve PG+R (0.469 ± 0.038) gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<.05$). En fazla genişletme miktarı ise R (0.526 ± 0.041) grubunda elde edilmiştir. R (0.526 ± 0.041) grubu ile PG+TFA (0.352 ± 0.048), PTN (0.471 ± 0.046), PG+PTN (0.455 ± 0.046), TFA (0.412 ± 0.053) ve PG+R (0.469 ± 0.038) gruplarıyla arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 9 mm’de en az genişletme miktarı PG+TFA (0.371 ± 0.057) grubunda elde edilmiştir. PG+TFA (0.371 ± 0.057) grubu PTN (0.502 ± 0.037), PG+PTN (0.490 ± 0.055), TFA (0.428 ± 0.056), R (0.536 ± 0.032) ve PG+R (0.480 ± 0.040) arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). En fazla genişletme sırasıyla R (0.536 ± 0.032), PTN (0.502 ± 0.037) ve PG+PTN (0.490 ± 0.055) gruplarındadır. R (0.536 ± 0.032) ile TFA (0.428 ± 0.056), PG+TFA (0.371 ± 0.057) ve PG+R (0.480 ± 0.040) arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ($p<.05$). PTN (0.502 ± 0.037) ve PG+PTN (0.490 ± 0.055) grupları ile PG+R (0.480 ± 0.040) arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

Kanal genişletme miktarı apikal 10 mm’ en az genişletme PG+TFA (0.414 ± 0.065) ve TFA (0.442 ± 0.055) gruplarında elde edilmiştir. En fazla genişletme ise sırasıyla R (0.546 ± 0.040), PTN (0.539 ± 0.043), PG+PTN (0.536 ± 0.042) ve PG+R (0.533 ± 0.032) gruplarında bulunmuştur. PG+TFA (0.414 ± 0.065) ve TFA (0.442 ± 0.055) grupları ile R (0.546 ± 0.040), PTN (0.539 ± 0.043), PG+PTN (0.536 ± 0.042) ve PG+R (0.533 ± 0.032) grupları arasında istatistiksel anlamlı fark bulunurken ($p<.05$); PG+TFA (0.414 ± 0.065) ile TFA (0.442 ± 0.055) arasında ve R (0.546 ± 0.040), PTN (0.539 ± 0.043), PG+PTN (0.536 ± 0.042) ve PG+R (0.533 ± 0.032) arasında anlamlı fark yoktur ($p>.05$).

4.3. KULLANILAN KANAL ALETLERİNDE SAPTANAN BOZUKLUKLAR VE KANALLARDA GÖRÜLEN İATROJENİK HATALAR

Rezin bloklarda kullanılan kanal aletleri incelendiğinde PG ve PTN X2 kanal aletlerinden 1'er adet kırıldığı belirlenmiştir. PTN X1'den 3 adet, PTN X2'den 2 adet, TFA SM1'den 11 adet ve TFA SM2'den ise 22 adet döner kanal aletinin sarmal yapısının bozulduğu tespit edilmiştir (Fotoğraf 4.1). R kanal aletlerinde ise hiçbir kırık ya da sarmal yapıda bozulma görülmemiştir (Tablo 4.9)



Fotoğraf 4.1. Sarmal yapısı bozulmuş kanal aletleri

Tablo 4.9. Kullanılan kanal aletlerinde görülen deformasyonlar

	Kanal aleti tipi	Sarmal yapısı bozulmuş	Kırık	N
ProGlider	16.02	-	1	60
ProTaper Next	X1 17.04	3	-	40
	X2 25.06	2	1	40
TwistedFile Adaptive	SM1 20.04	11	-	40
	SM2 25.06	22	-	40
Reciproc	25.08	-	-	40

Rezin kanallarda preparasyon sonrası basamak, zip-dirsek ve perforasyon oluşumu görülmüştür. PTN grubunda 1 basamak, 3 zip-dirsek ve 1 perforasyon, R grubunda 4 zip-dirsek ve 2 perforasyon oluşumu görülmüştür. PG+R grubunda 1 zip-dirsek oluşumu tespit edilirken; PG+PTN, TFA ve PG+TFA gruplarında ise kanallarda herhangi değişiklik görülmemiştir (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Rezin kanallarda görülen değişiklikler

	Basamak	Zip-dirsek	Perforasyon
PTN	1	3	1
PG+PTN	-	-	-
TFA	-	-	-
PG+TFA	-	-	-
R	-	4	2
PG+R	-	1	-

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin temel amacı canlı veya nekrotik diş pulpasını kök kanal sisteminden uzaklaştırarak doğal dişin işlevsel ömrünü uzatmaktır. Kanal preparasyonu, kanal tedavisi başarısında en önemli basamaklardan biri olarak kabul edilir. Bu preparasyon işlemi mekanik temizliğin yanı sıra şekillendirme ile kanal içi medikamentlerin gerekli boşluğun ve uygun sızdırmaz bir kanal dolgusu için gerekli kanal geometrisinin oluşturulmasını içermektedir (15). İdeal olarak hazırlanan kök kanalı, bitiş noktası olan apekte en küçük çapa sahip orijinal anatomiyi koruyan ve kanalın doldurulması için yeterli kanal genişliği, şekli sağlayan kanal ağzında en büyük çapa sahip, sürekli olarak daralan bir huni şekline sahip olmalıdır (2, 14). İlk dikkat edilecek konu apikalde bir daralmanın bulunması (rezistans formu), apikal üçlü bölümünde duvarları paralel olarak hazırlanan retansiyon formunun sağlanması (apikal boyun bölümü) ve retansiyon formundan giriş kavitesi preparasyonuna kadar bir huni şeklinde açılma bulunmasıdır (flaring).

Kök kanalının ideal şekillendirmesin kök kanalının orijinal şekline ve kanal kurvatürüne sadık kalınarak ‘flaring’ formunun elde edilmesi gerekmektedir. Preparasyon işlemi sırasında kök kanal sistemi içerisinde kanal transportasyonu, zip, basamak oluşumu ve perforasyon gibi iatrojenik hatalar ve alet kırıkları meydana gelebilmektedir. Kök kanal preparasyonunun; küçük taperlı paslanmaz çelik eğelerle iatrojenik hata oluşturmadan, flaring formu oluşturulmak istenmesi oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle son yıllarda üretilen Ni-Ti döner kanal aletler ile preparasyonun bitimi için gerekli zamanı azaltmakta, hekim yorgunluğunu minimuma indirmede ve işlevsel hataları azaltabilme özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisinde önemli bir gelişme olarak gösterilmektedir (37, 6, 151).

Endodontik uygulamalarda, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında alet kırılması da ciddi bir sorun oluşturmaktadır. Paslanmaz çelik eğelerin kırılmadan önce genellikle deforme olmaları nedeniyle hekim tarafından fark edilip elden çıkarılması mümkün olabilmektedir. Deforme olmuş bir kanal aleti, genellikle, metalin elastik limitinin aşıldığını gösteren bükülmüş bölgeler ve sarmal yiv açılımlarına sahiptir ve bu tür eğelerin derhal atılması gerekir. Bu sorunların

üstesinden gelebilmek amacıyla, son yıllarda geliştirilen Ni-Ti endodontik kanal aletler, özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde büyük kolaylıklar sağladığı iddia edilmektedir. Ni-Ti kanal aletleri, süperelastik olup paslanmaz çelik kanal aletlerine göre çok daha yüksek esneme kabiliyetine sahiptirler (152, 63).

Metal esnekliği, özellikle eğri kök kanallarında şekillendirme sırasında kanalın apikal transportasyon riskinin azalmasını sağlayan önemli bir mekanik özelliktir. Bununla birlikte; Ni-Ti kanal aletlerinin bu artan esnekliğine rağmen alet kırılmaları, halen klinisyenlerin sık karşılaştığı bir sorundur. Bu aletlerin, çalışma sırasında hiçbir deformasyon belirtisi göstermeden birdenbire kırıldığı çalışmalarda gösterilmiştir (153, 154). Bu nedenle, paslanmaz çelik kanal aletlerinde geçerli olan gözle muayene kriterleri, Ni-Ti kanal aletlerinin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olmamıştır.

Günümüze dek birçok Ni-Ti döner alet sistemi piyasaya sürülmüştür. Bu sistemler esas olarak kesici yüzeylerin tasarımı ve kanal aletlerinin koniklikleriyle farklılık göstermektedir (73). Bu çalışmada güncel olarak yaygın bir şekilde kullanılan iki farklı ProTaper Next ve Reciproc Ni-Ti sistem ile yeni geliştirilmiş bir sistem olan TwistedFile Adaptive sistemi ve pathfinder olarak kullanılan ProGlider değerlendirilmiştir. Ni-Ti kanal aletleri L ve S-şekilli kanala sahip rezin blokların preparasyonunda orijinal kanal şeklinde oluşturdukları değişiklikler kök kanalı üzerindeki 11 farklı noktada ölçüm yapılarak karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda tasarım olarak farklılık gösteren, farklı hareket tipleriyle çalışan, ProTaper Next, TwistedFile Adaptive ve Reciproc döner Ni-Ti kanal aletinin, preparasyon etkinlikleri, kök kanal kurvatürünün dış ve iç duvarında kaldırdıkları rezin miktarı, kanalı toplam genişletme miktarı, transportasyon yönü ve miktarı ile kanalın merkezden sapması karşılaştırılmıştır. Ayrıca kanal aletlerinde oluşan yapısal bozukluklar ve kırılmalar değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan döner Ni-Ti kanal aleti sistemleri üretici firma önerileri ve konu ile ilgili yapılmış önceki çalışmalar da göz önüne alınarak kullanılmıştır.

Bu çalışmada elde ettiğimiz bulgular ışığında farklı Ni-Ti kanal aletlerinin rezin bloklardaki şekillendirme yeteneklerinin birbirlerinden farklı olmayacağı yönündeki hipotezimiz reddedilmiştir. L ve S şeklindeki kanalların preparasyonunda

kullanılan kanal aletlerinin kanal transportasyonu arasında fark olduğu çalışmamızda belirlenmiştir. Kullanılan pathfinder sistem ile merkezlenme kabiliyetinde L kanallarda herhangi bir fark elde edilememiş fakat S kanallarda merkezlenme kabiliyetinde fark oluşturduğu belirlenmiştir. Genişletme kabiliyetinde ise her döner alet sistemi arasında ve pathfinder sistem kullanılıp kullanılmaması arasında fark görülmüştür.

Bu çalışmada mümkün olan en doğru sonuçlara varabilmek için rezin bloklarda 11 adet ölçüm noktası tespit edilmiştir. Resin bloklardaki simüle kanalların apeksi 0 mm ve apekten her 1 mm’de bir ölçüm noktası olacak şekilde 10 mm’ye kadar 11 ölçüm noktasında kanalın hem dış hem de iç duvarından kaldırılan resin miktarı ölçülmüştür. Böylece kanalda meydana gelen sapmaların tam olarak nerede meydana geldiği tespit edilmeye çalışılmıştır. Bununla birlikte daha önceki çalışmalar da 2 (99, 101), 5 (72), 6 (18), 8 (143, 10), 9 (155, 9), 10 (132, 84, 104), 11 (156) veya 12 (7) adet ölçüm noktası üzerinden değerlendirmelerde yapılmış olup çalışmamız 11 noktanın değerlendirilmesi ile iyi bir konuma sahip olmuştur.

Yaptığımız bu çalışma endodontik tedavi prosedürler uygulanırken en çok prosedürel hata oluşmasına sebep olan aşırı eğri L kanallarda ve çift kurvatüre sahip S kanallarda Ni-Ti döner aletlerin preparasyon yeteneğini incelemiştir. Bu çalışmada, preparasyon ve merkezde kalma kabiliyeti değerlendirilen üç farklı Ni-Ti döner alet sistemi, farklı hareket şekliyle çalışan kanal aletleri değerlendirilmiştir. Ayrıca son yıllarda piyasaya sunulan glide path oluşturmak ve kanal aletlerinin merkezde kalmalarına yardımcı olmak için üretilen pathfinder Ni-Ti döner alet de çalışmaya dahil edilmiştir. Daha önce Ni-Ti döner aletlerin preparasyon yeteneğini inceleyen çalışmalar literatürde bulunmaktadır. Fakat Ni-Ti döner aletlerin hareket çeşidinin ve pathfinder Ni-Ti döner aletin L ve S kanallarda preparasyon ve merkezde kalma kabiliyetini değerlendiren çalışma şu aşamada bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu limitasyonu kaldırmak için özellikle eğri kanallarda preparasyon hataları daha sık ve belirgin olarak gözlemlendiği için çalışmamızda Schneider (147)’a göre aşırı eğri olarak sınıflandırılan, kanal kurvatürleri 50°-55° arasında olan L kanallı ve birinci kurvatür açısı 30°-35° ikinci kurvatür açısı ise 20° olan S kanallı şeffaf rezin bloklar kullanılmış ve literatürdeki eksikliğin giderilmesi hedeflenmiştir.

Farklı kanal aletleri ile yapılan kök kanal preparasyonlarının karşılaştırılmasında genellikle doğal dişler (8, 139, 114, 93, 109) veya şeffaf rezin bloklar (7, 18, 104, 10, 12, 156) kullanılmıştır. Önceden belirlenmiş herhangi bir boyut, şekil veya kurvatürde olan şeffaf rezin bloklar; kök kanal preparasyon tekniğinin eğri kök kanalının formuna etkisini değerlendirmede iyi bir deneysel model sağlamaktadır (142). Bu kanalların kullanımı, orijinal kanal formunun standardizasyonunda avantaj sağlamakta ve orijinal kanal formu preparasyondan sonraki kanal formuyla karşılaştırılabilmektedir (47). Buna karşın şeffaf rezin, dentinle karşılaştırıldığında yumuşak olması simüle kök kanallarının kullanımında bir dezavantajdır. Şeffaf rezinin mikro sertliği 22 kg/mm^2 dir. Halbuki pulpa çevresindeki kök dentini 35 kg/mm^2 sertliğindedir. Bu nedenle rezin yüzeyinin şekillendirilmesinde dentinden daha az kuvvet gerekmektedir (142). Ayrıca ultrasonik ve motorlu cihazlarla yapılan preparasyonlarda açığa çıkan ısının etkisiyle akriliğin yumuşaması, rezin artıklarının eğerlere yapışarak preparasyonu yavaşlatması, debrisin kanaldan uzaklaştırılma zorluğu ve buna bağlı olarak da apikalde dişlerden daha hızlı transportasyon oluşması gibi dezavantajları vardır (157). Şeffaf rezin bloklar yüzey özellikleri, sertlikleri ve kesitlerindeki farklılık nedeniyle eğerlerin gerçek dişlerin kök kanallarına olan etkisini yansıtmamaktadır (21). Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçların bu bağlamda limitasyonu bulunmaktadır.

Buna karşılık doğal dişlerde üç boyutlu kök kanal morfolojisinin çeşitliliği standardizasyonu zorlaştırmaktadır. Kök kanal uzunluğu ve genişliği, dentin sertliği, düzensiz kalsifikasyonlar ya da pulpa taşları, apikal daralımının genişliği ve pozisyonu, kök kanal kurvatürünün açısı, yarıçapı, uzunluğu ve yeri doğal dişlerde çeşitlilik göstermektedir. Şeffaf rezin blokların kullanımı kök kanal eğiminin derecesinin, pozisyonunun ve yarıçapının standardizasyonu ile birlikte kök kanallarının boyutu ve sertliğinin standardizasyonuna da olanak sağlamaktadır (13). Resin bloklar, farklı aletlerin şekillendirme yeteneklerinin direkt olarak karşılaştırılmasına izin vermektedir (68). Preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerin karşılaştırılmasında kullanılan teknikler bu modellerde kolaylıkla uygulanabilmekte, böylece kök kanallarının herhangi bir noktasındaki sapmaların bilgisayar bazlı ölçümlerini kolaylaştırmaktadır (13). Çalışmamızda standardizasyondaki ve eğerlerin

preparasyon etkinliklerinin karşılaştırılmasındaki avantajları nedeniyle şeffaf rezin bloklar kullanılmış, standardizasyon en üst düzeyde oluşturulmuştur.

Rezin bloklarda döner aletlerin kullanılmasının en büyük sakıncası biraz önce bahsedildiği gibi rezin materyalinin yumuşamasına sebep olan ısı oluşumudur (158). Bu ısı nedeniyle yumuşayan rezin kanal aletinin kesici bıçaklarını kaplar ve kanal aletinin kırılmasına sebep olabilir (155). Thompson ve Dummer (36) rezin bloklarda döner aletlerle çalışırken ortaya çıkabilecek dezavantajları azaltmak için lubrikantların kullanılmasını tavsiye etmiştir. Bu çalışmada da aynı amaçla % 17 EDTA jel (Werax) kullanılması tercih edilmiştir. Bu çalışmada da görüleceği gibi bazı gruptaki kanal eğeleri aniden kırılmıştır. Bunun nedeni olarak ısı karşısında yumuşayan rezinin kanal aletinin kesici bıçaklarını kaplaması ve kırılmaya neden olması da gösterilebilir. Çünkü tek kullanım ile Ni-Ti bir kanal aletinin kırılması üretim hatası ya da kanal aletine uygulanan aşırı kuvvet gibi sebepler dışında oldukça zordur.

Şeffaf rezin bloklarda eğelerin etkinliklerini değerlendirmek için yapılan birçok çalışmada rezin blokların preparasyon öncesi ve sonrası görüntüleri stereo-mikroskop (99, 9, 143, 10) ve/veya dijital fotoğraf makinesi (7, 18, 104) ile alınarak, görüntüler program yardımıyla karşılaştırılmış ve elde edilen görüntüler değerlendirilmiştir. Her ne kadar bu teknik mikro bilgisayarlı tomografi tarafından sağlanan 3 boyutlu görüntüyü sağlayamasa da sonuçların yeniden üretilebilirliği ve direkt görsel kıyaslamasını sağlayabilir. Postoperatif örneğin içine enjekte edile boya ile pre- ve post-operatif görüntüler üst üste bindirilebilir olduğundan kök kanal formunun net görüldüğünün yaratılmasını sağlar(10). Çalışmamızda, farklı hareket çeşidiyle çalışan Ni-Ti döner aletlerin preparasyon etkinliklerinin incelenmesinde preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerin karşılaştırılması için stereo-mikroskop kullanılarak rezin blokların görüntüsü alınmış ve elde edilen görüntüler bilgisayar ortamında karşılaştırılarak görüntü analiz programı ile değerlendirilmiştir. Preparasyon öncesi ve sonrası standart ve tekrarlanabilir görüntüler elde edebilmek için rezin blokların içine yerleştirildiği soğuk akrilden bir tabla yapılmıştır.

Stereo-mikroskop tablasına yerleştirilen bu akril tabla ve blok her defasında aynı pozisyonda olduğundan ve blok stereo-mikroskop uzaklığı her görüntü alımı

sırasında sabit tutulduğundan preparasyon öncesi ve sonrası görüntülerin karşılaştırılmasında ve değerlendirilmesinde standardizasyon sağlanmıştır. Elde edilen görüntüler görüntü analiz programı ile incelenmiştir. Bu program sayesinde görüntüler büyütülerek hassas ölçümler yapılabilmiş ve kanal duvarındaki en küçük değişiklikler bile detaylı olarak saptanabilmıştır.

Çalışmamızda farklı hareket tiplerinin uygulanarak kullanılan ProTaper Next, TwistedFile Adaptive ve Reciproc Ni-Ti döner kanal aletlerinin yapay kanalların orijinal şeklinde meydana getirdikleri değişiklikler, yapay kanalın seyri boyunca 11 farklı noktada ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Üç farklı Ni-Ti döner kanal aletleri preparasyon öncesinde ProGlider kullanılan gruplarda da yapılan ölçümler ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner aletlerden ProTaper Next eğeler Densply X-Smart endodontik motor, TwistedFile Adaptive eğeler Kerr Elements endodontik motor ve Reciproc kanal aleti VDW Gold Reciproc endodontik cihazlarda, kullanacağımız kanal aletleri için ayarlı bulunan tork değerleri incelenerek üretici talimatlarına göre uygun hareket tipinde kullanılmıştır. Glide path uygulanan gruplar için ProGlider pathfinder aletler Densply X-Smart endodontik motor ile uygun hız ve tork ayarında ve uygun hareket tipinde çalıştırılmıştır. PTN ve PG aletler rotasyon, TFA adaptif hareket ve R kanal aleti ise resiprokasyon ile preparasyon yapmaktadır.

Farklı kök kanal aletlerinin şekillendirme kabiliyetini karşılaştırırken benzer apikal preparasyon çaplarına sahip olması önemlidir (159). S-şekilli kanala sahip rezin blokların apikal bölgesinde #25 numaralı kanal aletinden daha büyük aletlerin kullanılması, kanalın orijinal şeklinden sapmaları arttırabileceği tespit edilmiştir (83). Bu sebeple çalışmada kullanılan rezin blokların apikal preparasyonu tüm gruplarda #25 kanal aletinde sonlandırılarak karşılaştırılan sistemler arasında standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır. Çalışmada kullanılan PTN Ni-Ti eğeler X1 (17.04) ve X2 (25.06) daha önce çalışmalarda kullanıldığı gibi çalışma boyunca devamlı rotasyon hareketiyle 300 rpm hız ve 2 Ncm tork ayarında kullanılmıştır (156, 160, 109). TFA grubunda, imalatçının talimatlarına göre Elements Adaptive motorun adaptif hareketi (TFA programı) ile SM1 (20.04) ve SM2 (25.06) kanal aletleri seri olarak

kullanılmıştır (96, 109). Reciproc (R) Ni-Ti kanal aletlerden, R25 kanal aleti kanal çalışma boyunda, motorun Reciproc all programıyla birlikte aşağı yukarı gagalama hareketiyle kullanılmıştır (96, 156).

Weine (1982) adlı araştırmacı, kanal preparasyonu sırasında transportasyon oluşur ise kanalın orijinal şeklini tekrar yakalamanın imkansız olduğunu çalışmasında belirtmiştir (3). Apikal transportasyon apikal daralım bölgesinde zip-dirsek, basamak veya perforasyon oluşturabilir. Kök kanalının preparasyonu sırasında, eğeler kanalın eğri kısmında bir duvar aşırı enstrümanete edebilir ve çok miktarda dentin uzaklaştırıp aşırı genişletme yaparken karşı duvara temas etmeyip dokunulmamış enfekte alanlar bırakabilir. Böyle durumlarda kanalın orijinal şekli de bozulabilir. Ayrıca düzgün olmayan bir apikal preparasyon daha sonra yapılacak olan kanal dolgusunun kanalı sızdırmaz bir şekilde tıkamasını engelleyebilir. Aşırı eğri kanalların lateral kompaksiyon yöntemi ile doldurulması sırasında ancak sınırlı sayıda yardımcı konun yerleştirilebildiği, apikal transportasyonuna 0,3 mm'den fazla olduğu vakalarda kök kanal dolgusunun sızdırmazlığının negatif yönde etkilendiği geçmiş çalışmalarda belirtilmiştir (161). Bu durumların önlenmesi için kök kanalının preparasyonu sırasında eğelerin kanalın her yönünde eşit miktarda madde kaldırması ve mümkün olduğu kadar merkezde kalması arzu edilmektedir.

Yapılan bir çalışmada, Ni-Ti döner kanal aletlerinden ProFile sistemi (Dentsply Maillefer) ile paslanmaz çelik K-Flexofiles (Dentsply Maillefer) (162) kanal aleti karşılaştırılmış ve sonuçta apikal transportasyonda önemli bir azalma olduğu gösterilmiştir. Başka bir çalışmada, kanal şekillendirme için TwistedFile döner kanal alet sisteminin kullanılması, Pathfile-ProTaper sistemi ve paslanmaz çelik K-file kanal aletleri ile karşılaştırıldığında eğri kök kanallarında kanal merkezinin transportasyonunun azalmasına neden olmuştur (87). Başka bir çalışma ise, kanal kurvatüründe oluşan sapmanın ProTaper Ni-Ti döner kanal aleti sistemine kıyasla, WaveOne Ni-Ti tek kanal aleti ile azaltıldığını rapor etmiştir. Çekilen insan dişlerinin eğri kök kanallarında apikal kanal transportasyonu ve düzleşmenin, kesmeyen uca sahip 3 Ni-Ti döner alet (ProTaper Universal [Dentsply Maillefer], Hero 642 Apical [MicroMega, Besancon, Fransa] ve FlexMaster [VDW, Münih, Almanya]) kullanılarak gözlendiği rapor edilmiş; ancak gruplar arasındaki kanal

transportasyonunda önemli bir fark bulunamamıştır (163, 164). Son zamanlarda, çekilmiş insan molar dişlerinin aşırı eğri kök kanallarında PTN, iRaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) ve Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) Ni-Ti döner aletleri kullanımından sonra kanal şekillerinde apikal transportasyona göre 3 grup arasında önemli farklılıklar göstermediği bulunmuştur (107). Benzer gözlemler, Hero 642, Liberator (Miltex Inc, York, PA), ProTaper ve TwistedFile döner alet sistemleri arasında kanalın merkezi transportasyonu arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığı bildirilmiş ve kanalların bu sistemlerle hazırlandıktan sonra orijinal kanal şeklinin tatmin edici bir şekilde muhafaza edilmesine neden olmuştur (102). Yakın tarihli bir araştırma, WaveOne (WO) enstrümantasyonunun One Shape (OS) (MicroMega, Besancon, Fransa) ve ProTaper döner aletler (165) ile karşılaştırıldığında daha az kanal transportasyonuna neden olduğunu göstermiştir. Ancak bir başka çalışmada ise, resiprokal WaveOne ve devamlı rotasyonla hareket ProTaper (166) arasındaki kanal transportasyonunda anlamlı bir farklılığın olmadığını belirtmiştir. Benzer şekilde, 3 Ni-Ti döner aletin (Mtwo [VDW], ProTaper ve Revo-S [MicroMega] mCT değerlendirmesi, kanal şekillendirmesinden sonra elde edilen kanal transportasyonunda önemli bir farklılık olmadığını belirtmiştir (167). Tüm bu çalışma sonuçlarına dayanarak, daha yeni enstrüman sistemlerinin kanal şekillendirme etkinliğinde benzer oldukları söylenebilir. Bununla birlikte, farklı kanal şekillendirme enstrümantasyon sistemlerini karşılaştıran çalışmaları değerlendirirken, çalışmada kullanılan kök kanallarının kurvatür açısı ve çalışma metodolojisi göz önüne alınmalıdır.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde normal dişlerdeki L ve S kanallı kompleks anatomiye taklit eden rezin bloklarda kullanılan her Ni-Ti döner aletin kanalın çeşitli yerlerinde merkezden sapma oluşturduğu sonucuna varılmıştır. L kanallar incelendiğinde PTN, PG+PTN, TFA ve PG+TFA eğeleri minimum düzeyde merkezden sapma göstermiştir. Bu gruplar arasında L kanallarda anlamlı fark elde edilememiştir. R ve PG+R grupları ise diğer gruplarda yüksek oranda merkezden sapma göstermiştir ve aralarında anlamlı fark yoktur. S kanalları incelediğimizde ise en merkezi preparasyon PG+TFA eğelerinde elde edilmiştir. PG+TFA grubu ile PG+PTN ve PG+R grupları arasında istatistiksel anlamlı fark elde edilememiştir. En fazla merkezden sapma değerleri R ve PTN gruplarında görülürken; R ve PG+R

grupları arasında ayrıca PTN ve PG+PTN, TFA grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bulunamamıştır.

L ve S kanallar incelendiğinde PTN ve TFA eğelerinin merkezlenme kabiliyeti arasında fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu sonuç diğer çalışma sonuçlarıyla da uyumludur. Silva ve ark.(109) çekilmiş mandibular birinci ve ikinci molarların 10-20° kurvatüre sahip mezyal köklerini dahil ettiği çalışmalarından kök kanallarını üç ölçüm noktasında değerlendirmiş ve PTN veya TFA sistemleri benzer seviyelerde kanal transportasyon ve merkezlenme oranına sahip olduğunu bulmuşlardır. Bu bulgular, Çapar ve ark.(96) PTN ve TFA da içinde olduğu altı farklı döner alet sisteminin, konik ışınli bilgisayarlı tomografik (CBCT) görüntüleme kullanılarak mandibular molar dişlerin eğri mezyal kök kanallarında kanal transportasyon, merkezlenme kabiliyeti, yüzey alanı ve volumetrik değişiklikleri üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışması ile de uyumludur. Fakat elde edilen bu sonuçlar, PTN, TFA ve WaveOne (Dentsply Maillefer) sistemleri ile kanal şekillendirme sırasında üretilen kök yüzey gerginliğini ve kanal merkezi transportasyon derecesini belirlenmiş Liu ve Wu (12)'nin çalışma sonuçlarından farklıdır. Liu ve Wu (12)'nin çalışmasında TFA sisteminin PTN ve WO sistemlerine göre daha az kanal transportasyonu yaptığını sonucu bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise PTN ve TFA sistemleri arasında L ve S kanallarda kanal transportasyon ve merkezlenme oranında fark bulunamamıştır. Bu çalışmalar arasında gözlemlenen farklı sonuçlar ise, çalışmalarda kullanılan eğrilik açıları ve metodolojideki farklılıklar ile açıklanabilir. Liu ve Wu (12) TFA grubunda kanalların SM3 (35.04) kanal aletine kadar prepare etmiş; Silva ve ark.(109) ve Çapar ve ark.(96)' da bizim çalışmamızda olduğu gibi kanallarda TFA grubunda SM2 (25.06) kanal aletine kadar prepare etmişlerdir. Liu ve Wu(12) yaptığı çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi rezin bloklarında simüle kök kanallarını kullanırken, Silva ve ark.(109) ile Çapar ve ark.(96) çalışmalarında mandibular molarların mezyal kanallarını kullanılmıştır. Buna ek olarak Liu ve Wu (12)'nin ve Çapar ve ark.(96) yaptığı çalışmada PTN grubunda koronal ve orta üçte birlik bölümde şekillendirme için kullandığı ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) sisteminden SX (19.06) egesi bizim çalışmamızda PTN grubunda koronal genişletme için kullanılmamıştır.

TFA sistemi koronal flaring için de özel bir kanal aleti kullanılmasını önermediğinden, SX kanal aletini çalışmada kullanmamaya karar verilmiştir.

ProTaper Next ve TwistedFile Adaptive sistemleri farklı hareket kinematığı ile sırasıyla sürekli rotasyon hareketi ve adaptif hareket (rotasyon+resiprokasyon) kullanmaktadır. Önceki çalışmalarda da farklı kinematiklere sahip Ni-Ti sistemlerinin merkezlenme kabiliyetini ve kanal transportasyonunu değerlendirmiştir (168, 93, 156). Genel olarak, her iki harekette de aynı alet kullanıldığında (sürekli döner veya adaptif hareket), sürekli rotasyon kinematikte daha iyi sonuçlar gözlemlendiği belirtilmiştir (109). Silva ve ark.(109) yaptığı çalışmada da kinematığı farklı her PTN ve TFA enstrümanı bizim çalışmamızda olduğu gibi üreticinin talimatlarına göre kullandığından, sistemler arasında kanal transportasyon ve merkezlenme kabiliyeti ile ilgili herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. Çalışma sınırları dahilinde eğelerin çalışma kinematığı değerlendirildiğinde devamlı rotasyon ve adaptif hareket arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu sonuçlardan farklı olarak, Pedulla ve ark.(93) yaptığı başka bir çalışmada ise TFA ve Mtwo Ni-Ti eğelerle yaptığı devamlı rotasyon ve adaptif hareketi karşılaştırmışlardır. TFA eğelerle adaptif hareket sisteminin, devamlı rotasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında daha düşük kanal transportasyonu ve daha yüksek merkezlenme oranı bulunduğu ve sonuçların daha önceki çalışmalarla uyumlu olduğunu bulmuşlardır (168, 117). Bu farklılıklar muhtemelen farklı esneklik, enine kesit tasarımı, kanal aletlerinin metalurjik özelliklerinden ve adaptif hareket (sürekli dönme ve resiprokal hareket birleştiren) sebebiyle eğelerin kesme kabiliyetini, kök kanal duvarlarının dokunduğu miktarı ve aletlerin çıkardığı dentin miktarını etkileyebileceği sonucuna varılmıştır (96).

Bu çalışmamızda L ve S kanallarda en fazla merkezden sapmanın Reciproc eğelerde gerçekleştiği görülmüş ve PTN ile TFA eğeler arasında merkezlenme kabiliyetinde anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir. Gergi ve ark.(168) yaptığı çalışmada TFA eğe Reciproc ve WaveOne Ni-Ti eğelerle karşılaştırılmış ve sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçlarına uygun olarak, çalışmanın sınırları dahilinde, yeni TF Adaptive sistemi, karşılaştırıldığı WaveOne ve Reciproc sistemlere göre kanal eğriliğinde daha az değişikliklerle orijinal kanal anatomisini daha iyi koruduğu

belirlenmiştir. Reciproc TFA eğelere göre özellikle apikal üçlüde yüksek kanal transportasyonuna yol açmıştır. TF Adaptive enstrümanın daha iyi performansını ise Adaptive harekete, eğelerin kesit dizaynı ve yüksek esnekliğine bağlamak için daha ileri araştırmalara ihtiyaç duyulacağı belirtilmiştir (168). Bizim çalışma bulgularımıza benzer olarak Gergi ve ark.(168)'nın yaptığı çalışmada da Reciproc eğelerdeki bu yüksek apikal transportasyon insidansı aletin enine kesit tasarımına bağlı olabildiği sonucuna varılmıştır. Reciproc kanal aleti uç boyutu 0.25, konikliği .08 ve keskin çift-kesici kenarı, S-şekilli geometriye sahip olan bir kanal aletidir. Daha önce, 0.3 mm'den fazla apikal transportasyonun obtürasyon malzemesinin sızdırmazlığını olumsuz etkilediği de bildirilmiştir (32). Gergi ve ark.(168)'nın yaptığı çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da kaydedilen apikal transportasyon değerlerinden hiçbirisi bu sınırı aşmamıştır.

Rezin bloklardaki merkezlenme kabiliyeti ve değerlendirilen kanal aletlerinin farklı hareket kinematiği ele alındığında ise; rotasyon ve adaptif hareketin resiprokal harekete göre daha merkezi bir preparasyon hazırladığı söylenebilmektedir. Çapar ve ark.(96) çekilmiş mandibular molar dişlerin mezyal köklerinde yaptığı çalışmada altı farklı Ni-Ti kanal aletini (OS, PTU, PTN, R, TFA, WO) değerlendirmiştir. Farklı tasarımlara sahip döner alet sistemlerinin, üretim yöntemleri, alet sayısı ve kinematik etkileri karşılaştırılmış (sürekli rotasyon, resiprokal hareket ve adaptif hareketi) kanal transportasyon, merkezlenme oranı ve çıkartılan dentinin hacmi CBCT görüntüleme ile değerlendirmiştir. Yıllar boyu kullanılan PTU döner sistemi karşılaştırma için bir referans tekniği olarak kullanmıştır. Bizim çalışma sonuçlarımızdan farklı olarak kullanılan Ni-Ti döner alet sistemlerinin kanal kurvaturünde oluşturduğu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. #25 numaralı ve .06 (PTN, TFA, OS) veya .08 (WO, R, PTU) konikliğe sahip üretilen döner alet sistemleri, en az transportasyon oluşturması nedeniyle eğri kanallarda kullanılabileceği belirtilmiştir. Bu, daha önceki çalışmaların bulguları ile uyumlu bulunmuştur (169, 126, 170). Bu bulgunun nedeni, tüm enstrümanlarda apikale doğru minimum basınç ile çalışılan ve kolay penetrasyon sağlayan bir rehber olarak işlev gören kesici olmayan uçlara sahip olmasına bağlanmıştır (158). Bizim çalışmamızda ise #25 numaralı ve .06 (PTN, TFA) ve .08 (R) taper açısına sahip kanal aletleri arasında kanal transportasyonu ve merkezlenme kabiliyeti arasında istatistiksel anlamlı fark

bulunmuştur. Bu döner alet sistemleri kesici olmayan uç dizaynlarına sahip olmalarına rağmen .08 taper açılı Reciproc kanal aleti .06 taperlı kanal aletlerine kıyasla çok daha fazla kanal transportasyonu yaratmış ve aşırı derecede merkezden sapma göstermiştir.

Tek kanal aleti sistemlerinin önerilmesinin temelinde tekniğin basitliği yatmaktadır. Tek kanal aleti ile preparasyon ve geleneksel döner alet sistemlerinin şekil verme yeteneğini karşılaştıran birçok çalışma benzer şekilde, her iki sistemin de orijinal kanal şeklinin tatmin edici bir şekilde korunmasıyla sonuçlandığını göstermiştir (164, 130). Bizim çalışma bulgularımız ise, tek kanal aleti sistemi olan Reciproc'un basitliğinin ziyade yüksek oranda merkezden sapma oluşturma dezavantajı olduğu sonucuna varılmıştır. Reciproc'un büyük taper açısı, tasarımı ve hareket kinematiği sebebiyle hem L hem de S kanallarda merkezden sapma oluşturduğu düşünülmektedir ve daha yeni üretilen TFA kanal aletlerinin daha az merkezden sapma gösterdiği sonucu elde edilmiştir. Bu, daha yeni döner sistemlerin eğri kök kanallarını önemli şekillendirme hataları olmadan şekillendirdiğini gösteren daha önceki çalışmalarla uyumludur (171, 126, 170).

Silva ve ark. (156) dört farklı Ni-Ti kanal aletinin kanalın koronaldeki düz bölümünde ve kurvatürden apikale kadar olan, eğri bölümünde yaptığı kanal transportasyonunu karşılaştırdığı çalışmada; düz kısımda R ve WO için benzer kanal transportasyonu gözlemlenirken; bu sonuç PTN için anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Eğri kısımda ise bizim bulgularımızın aksine, R en düşük kanal transportasyonu üretmiş ve WO ve PTN benzer sonuçlar vermiştir. PTU her iki kanal bölümünde en büyük değerlerini sergilemiştir. Sadece bir enstrüman kullanılarak mevcut kanal preparasyon sonuçlarının klinik uygulanabilirliği hekimler için çok caziptir. Resiprokal hareketin, kanal merkezlenme kabiliyetini iyileştirdiği ve kök kanal transportasyon riskini azalttığı bazı çalışmalarda iddia edilmektedir (123). Fakat bu çalışmaların aksine bulgularımız R kanal aletinin kanalın hem düz hem de kurvatürlü bölümünde en fazla transportasyon oluşturduğu sonucunu vermiştir. PTN'nin PTU ve WO sistemlerine göre daha az kanal transportasyonu ürettiği, R'nin PTN'den daha iyi merkezlenme yeteneği sergilediği çalışmalardan (156) farklı sonuçlar elde edilmiştir. Hiran-us ve ark. (10) yaptığı çalışmada, üç adet Ni-Ti

endodontik eğe sisteminin, kanal sapması, apikal foramen pozisyonu ve enstrümantasyon zamanı esas alınarak, S-şekilli rezin bloklardaki eğri kanalların şekillendirilmesinde yeteneği test etmişlerdir. PTN kanal aletlerinin sahip olduğu iki iyileştirme, eğe ile kök kanal duvarı arasındaki temas noktalarının sayısını azaltan yeni dikdörtgen enine kesit tasarımı, dengelenmiş rotasyon merkezi ve üstün döner alet esnekliği ile sonuçlanan M-wire teknolojisi olduğu belirtilmektedir. Bu iki özellik, orijinal kanal şeklini korumak için PTN döner aletlerin yeteneğini etkileyebileceği bazı araştırmalarda belirtilmiştir (10).

Bununla birlikte, bulgularımızla uyumlu, önceki çalışmalardan bazılarında, eğri kanalların apikal preparasyonu için Profil (Dentsply Maillefer) (158) ve geleneksel ProTaper (172) gibi; .04'ten daha büyük olan taperlı eski Ni-Ti döner kanal aletlerinin kullanılmaması gerektiğini, aksi takdirde transportasyona neden olacağını belirtmişlerdir. Reciproc eğenin 25.08 taper açısının PTN'nin (X1 17.04, X2 25.06) ve TFA'nın sahip olduğu (SM1 20.04, SM2 25.06) taper açısından yüksek olması R gruplarıdaki yüksek kanal transportasyon sonuçlarını açıklamaktadır.

Liu ve ark. (12) yaptığı çalışmada; üç farklı Ni-Ti döner sistem olan rotasyon veya resiprokasyon ile hareket eden kinematiği ile TFA, resiprokal hareketi ile çalışan WO ve asimetrik dönme hareketi ile PTN kullanılarak kök kanal enstrümantasyonundan sonra kök yüzey geriliminin indüklendiğini göstermiştir. Çalışmada kullanılan simüle kanalın 3 yerinde kök yüzey geriliminde genel bir artış olmasına rağmen TFA, diğer 2 sisteme kıyasla önemli ölçüde daha az kök yüzey gerilimi görülmüştür. Çekilmiş insan dişlerinin kanal hazırlığı sırasında Ni-Ti rotasyon veya resiprokal aletler (PTN ve WO) kullanılarak üretilen kök yüzey gerilimi birikimini araştıran diğer bir çalışma, bu 2 farklı kinematik arasında kaydedilen kök yüzey gerilinde önemli bir fark olmadığını bildirmiştir (173). Çok yeni bir başka çalışma PTN ve TFA sistemleri ile kök kanal preparasyonunun yeni dentin mikro çatlaklarının oluşumuna neden olmadığını belirtmektedir (174), bu da muhtemelen kanal şekillendirme sırasında oluşan kök yüzey gerilim miktarının zararlı olmayabileceğini veya kabul edilebilir aralık dahilinde olduğunu göstermiştir. Simüle, eğri kök kanallarını şekillendirmek için kullanılan TFA, WO ve PTN enstrümanları önemli şekillendirme hatalarına neden olmamıştır. Ayrıca, TFA

kullanılarak hazırlanan eğri kanallar, WO ve PTN sistemine göre daha az kanal transportasyonu göstermiş (12). Yakın zamanda yapılan bir araştırma, TFA sisteminin, eğri kök kanallarında, resiprokal sisteme kıyasla en aza indirilmiş kanal merkezi transportasyonu gösterdiğini bildirmiştir (8). Kanal şekillendirme sırasında oluşturulan yüzey gerilim ile kanal merkez transportasyonu arasındaki korelasyon da incelendi ve apikal ve koronal kesiminde eğilmedeki kanal merkezi transportasyon derecesi ile yüzey gerilimi arasında güçlü bir korelasyon bulunmuştur. Apikal bölgedeki bu korelasyon, kök kanalının eğim derecesinden etkilenebilir. Bununla birlikte, koronal kesitteki korelasyon, endodontik eğenin tasarım, imalat ve çalışma mekanizmasından etkilenebilir (12).

Yaptığımız çalışmada kullanılan kanal aletlerinden bağımsız olarak L kanallarda en fazla kanal transportasyonunun kurvatür bölgesi olan 3-4 mm’de kanal iç duvarına doğru olduğu bulunmuştur. S kanallarda ise en fazla transportasyonun apikal kurvatür bölgesi olan 2-3 mm’de dış duvara doğru ve koronal kurvatür bölgesi olan 5-6 mm’de iç duvara doğru olduğu tespit edilmiştir. L kanallar incelendiğinde PTN ve TFA eğeleri ProGlider kullanılarak ya da kullanılmadan en merkezi preparasyon gösterirken, R kanal aleti ProGlider kullanılarak ya da kullanılmadan iç duvara doğru transportasyon gerçekleştirmiştir. S kanallar incelendiğinde ise PTN, ProGlider kullanılarak PTN ve TFA kanal aletleri dış duvara doğru transportasyon yaparken, R kanal aleti ProGlider kullanılarak ya da kullanılmadan iç duvara doğru transportasyon gerçekleştirmiştir. En merkezi preparasyon ise, ProGlider sonrası TFA kanal aletleri kullanılan grupta görülmüştür.

Çalışma sonuçlarına bakıldığında her iki kanal grubunda da; kullanılan eğelerden en fazla genişletme miktarının Reciproc kanal aletinde olduğu, onu ProTaper Next kanal aletlerinin izlediği ve en az genişletmenin TwistedFile Adaptive kanal aletlerinde görüldüğü anlaşılmaktadır. Bu sonuç daha önceki çalışmalarla da uyumlu bulunmaktadır. Reciproc kanal aletleri preparasyonundaki yüksek miktarda genişletme kanal aletinin çalışma kinetiğinden ve aletlerin sahip olduğu özelliklere ve taper açısına bağlanabilmektedir. Stern ve ark.(175) yaptığı çalışmada, PTU aletlerinin kullanılmasının rotasyon veya resiprokasyon hareketlerle benzer dentin miktarı çıkarılmasını gösterdiklerini bildirmiştir; böylece, farklılıklar, farklı

kinematik yerine farklı enine kesit tasarımdan kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Oval kanallarda PTU ve R aletlerinin şekillendirme yeteneğini karşılaştıran bir başka çalışma da, PTU'nun R enstrümanlarına göre daha dentini kaldırdığını göstermiştir (125). Fayyad ve ark.'nın (176) sonuçları ile uyumlu olan, aynı konikliğe sahip aletlerin, kök kanal hacminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu çalışma, mandibular molar eğri mezyal kanalların hazırlanmasında 6 farklı döner alet sisteminin benzer şekilde kök kanal eğriliğini düzelttiği ve benzer kanal transportasyonu ürettiğini göstermiş R, hacimsel değişimde OS, TFA ve PTU'ya kıyasla üstün performans sergilemiştir. Bununla birlikte, bizim çalışmamızda aynı uç boyutuna ve taper açısına (25.06) sahip eğelerden PTN, TFA'den daha fazla genişletme sağlamıştır. Bu fark eğelerin sahip oldukları tasarımlardan ve hareket farklılıklarından kaynaklandığı düşünülebilir. PTN aletler, aşamalı olarak azalarak değişen bir taper tasarımını, merkezden bağımsız dikdörtgen kesitli tasarım, M-wire teknolojisi alaşımı, benzersiz asimetrik dönme kütesini ve dengelenmiş rotasyon merkezine sahip (103), TFA ise eşkenar üçgen kesitli, R-fazlı ısıl işlem, metalin bükülmesi ve özel yüzey iyileştirme işlemi (12) ile üretilmiştir. 0.06'lık sabit bir koniklikle OS ve TFA sistemlerinin R enstrümanından daha az dentin çıkardıklarını göstermiştir. Bununla birlikte, apikal 0.06 koniklik gösteren PTN eğeler, 0.08 apikal konikliğe sahip diğer enstrümanlarla karşılaştırıldığında benzer miktarda dentini kaldırmıştır (96). Bu, daha önce belirtildiği gibi asimetrik dönme kütle tasarımından kaynaklanmış olabilir. Yapılan çalışmalarda volumetrik değişiklikler (R, WO ve PTU) için farklı kinematiği benzer konik (0.08) aletleri karşılaştırdığımızda, çift-kesme kenarı S-şekilli geometrisine sahip Reciproc eğenin daha fazla dentin çıkarttığı görüldü. Bu sonuç benzerlikleri (aynı alaşım, resiprokal hareket ve uç boyutu) olmasına rağmen, farklı enine kesit tasarımları ile açıklayabilir.

Bunun yanı sıra Reciproc, ProTaper Next ve TwistedFile Adaptive eğelerden önce kullanılan ProGlider enstrümanının kullanıldığında kullanılmayan gruplara kıyasla daha az genişletme miktarını sonucuna ulaşılmıştır. Bu sonuç diğer çalışmalarla uyumludur. Elnaghy ve Elsaka (112) yaptığı çalışmada eğri kök kanallarının hazırlanmasında yeni PG ve PF glide path oluşturma sistemlerini kullanarak hem glide path ile hem de oluşturmada PTN sisteminin şekillendirme performansını CBCT ile değerlendirmeyi amaçlamıştır. Elnaghy ve Elsaka (112)

yaptığı çalışmada, çıkarılan dentinin hacmi ile ilgili olarak, test edilen gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Bununla birlikte, kayma yolu bulunmayan PTN, diğer test edilen gruplara kıyasla çıkarılan dentinin ortalama hacminde daha yüksek olduğunu gösterilmiştir. Bu sonuç pathfinder araçların kanal ağzından apikale direkt ulaşan bir yol hazırlamasıyla merkezlenmeyi iyileştirici özelliğine bağlanabilir.

Kanalda glide path oluşturulması Ni-Ti aletlerinin performansını artırır. Kayma yolu hazırlığının, tam çalışma uzunluğuna kadar bir yol izlemesine izin verdiği ve böylece kanaldaki aşırı bağlanmayı önlediği bildirilmiştir (177). Buna ek olarak, pre-flaring oluşturma, transportasyon ve basamak oluşumu gibi prosedürel hataları azaltma eğilimindedir (112).

Bu çalışmada kullanılan, PTN ve R gibi, PG kanal aletide M-Wire Ni-Ti teknolojisi ile üretilmiş. Üretici tarafından kanalda #10 boyuttaki K-file eğe kullanımını takiben PG enstrümanının kullanılması önerilmektedir (112). Mekanik pathfinder kullanımının manuel paslanmaz çelik enstrümantasyona kıyasla apikal foramene ulaşan eğe sayısı ve apikal enstrümantasyon süresinin önemli ölçüde azalmasından dolayı; Ni-Ti döner aletlerinin orijinal kanal anatomisini koruduğu, daha az kanal sapmasına neden olduğu ve daha az post-operatif ağrı ve daha hızlı semptom giderme sağladığı bildirilmiştir. Pathfinder sistemlerinin kullanımı, dentin kalınlığının daha fazla olduğu daha merkezli bir kanal oluşturmuştur. Bu çalışmada, önceden bir kayma yolu oluşturulduğunda, Ni-Ti aletleri ile tam çalışma uzunluğunu elde etmek için daha az ‘gagalama’ hareketi gerektiği görülmüştür. Bunun yanı sıra yönlendirilmiş enstrümantasyon ve daha sonra kök kanal transportasyonu olasılığını azaltacağı varsayılabilir (112).

Kanal transportasyonunu arttıran sebeplerden biri eğelerin kanal ağzından apekte direkt bir yolla ulaşamamasıdır. Kompleks diş anatomisinde özellikle aşırı kurvatürlü L ve S kanallarda bu sorun daha fazla karşımıza çıkmaktadır. Çalışmamızda bir glide path oluşturmak için kullanılan ProGlider’ın kanal transportasyon ve merkezlenme kabiliyetine etkisi değerlendirilmek istenmiştir. Bir kayma yolu oluşturma, Ni-Ti döner enstrümantasyonun daha güvenli bir şekilde kullanılmasına izin vermek için gerekli olduğu kanıtlanmıştır (90). Çalışma

sonuçlarına göre ProGlider eğelerin merkezlenme kabiliyetinde bir miktar artış sağlasa da L kanallarda kanal transportasyonu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Bu sonuç daha önceki çalışmalarla da uyumludur. Turker ve ark. (139) yaptığı çalışmada, yeni ProGlider yol bulma eğesi K-file ve PathFile ile karşılaştırılmış ve radyografi kullanarak ProTaper Next sisteminin şekillendirme kabiliyeti üzerindeki etkisi üzerinde durulmuştur. Mevcut çalışma sonuçları, test edilen araçların apikal transportasyon açısından farklı olmadığını göstermiştir (139). Alves ve ark. (178), tek başına kullanılan PathFile döner aletlerin (sonraki bir alet olmaksızın) K tipi paslanmaz çelik manuel eğelerle kıyasla apikal transportasyonu veya kanal sapmasına etkisi olmadığını göstermiştir. Benzer şekilde, D'Amario ve ark. (179) apikal transportasyon K-tipi eğeler ile PathFile arasında hiçbir fark bulamamıştır. Bu çalışmaların aksine, Berutti ve ark. (90) ve Pasqualini ve ark. (136), Ni-Ti döner PathFile enstrümanlarının orijinal kanal anatomisini koruduğunu, K-file ile karşılaştırıldığında daha az kanal sapmasına neden olduğunu önermişlerdir. Bir başka çalışmada Zanette ve ark.(177), Glide path ile veya olmadan ProTaper Universal F3 ve F4 eğeler ile enstrümantasyon sonrası apikal transportasyon arasında bir fark bulamamıştır. S kanallarda ise en az kanal transportasyonu TFA eğesi ve PG pathfinder kombinasyonunda elde edilmiştir. Bu iyileşme PG'nin merkezlenme kabiliyetine yaptığı katkının yanı sıra TFA eğelerin üstün özelliklerinin etkisine bağlanabilir.

ProGlider eğesi piyasaya yeni tanıtılmıştır. Bu nedenle, şekillendirme kabiliyetine ilişkin sınırlı raporlar vardır. Yakın tarihli bir yayın da (138), ProGlider aletinin PathFile enstrümanlarından çok daha yüksek bir esnekliğe, döngüsel yorgunluğa ve burulma stresine karşı daha yüksek dirence sahip olduğu bildirilmiştir. Dahası, CBCT çalışmasında, Elnaghy ve Elsaka (112), ProTaper Next ile PathFile veya ProGlider ile gerçekleştirilen enstrümantasyonla karşılaştırıldığında, ProGlider ile kayma yolu oluşturma daha az kanal sapması ile daha iyi performans gösterdiğini bildirmiştir. Bu çalışmalar arasındaki farklar, çalışma tasarımlarındaki tutarsızlıklara bağlı olabilir. Bazı çalışmalarda apikal transportasyon, sadece dijital radyografisi ile apekten 1 mm'de değerlendirmiştir. Bununla birlikte, Elnaghy ve Elsaka (112) apekten 3, 5 ve 7 mm'lik apikal transportasyon konik ışınli bilgisayarlı

tomografi ile değerlendirmiştir. Bizim çalışmamızda ise 11 adet ölçüm noktası stereo-mikroskopa değerlendirilmiştir.

De deus ve ark. (137) yaptığı çalışmada pathfinder sistemleri (ProGlider, Mtwo, ScoutRace ve ProDesign) karşılaştırmış, test edilen sistemlerin tüm kök kanallarındaki eğelerin tam çalışma uzunluğuna ulaşmada önemli etkisi olduğu göstermişlerdir. Bu çalışmada dişlerin (maksiller veya mandibular) veya kanal (mezyobukkal, distobukkal, palatinal, mezyal veya distal) farklılıklarının eğelerin performansı üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını belirtmiştir (137). Uygun mekanik enstrümantasyon sonuçlarına ulaşmada eğri kök kanalları sıkça karşılan klinik bir zorluk olması sebebiyle eğri kanalları bu tür çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (178). ScoutRace tam kanal boyuna ulaşmada % 68,3'le yüksek frekansla en fazla etkili Pathfinder enstrüman bulunmuş, sonuçlar bu sistemi diğer test edilen sistemlerle karşılaştırdığında alet dizaynının, küçük uç boyutunu (#10) ya da sabit küçük taperin (0.02) sonucuna bağlanmıştır. Bu tasarımın şaft ve dentin duvarları arasındaki temas alanını en aza indirgeyerek torku azalttığı tespit edilmiştir (180); bu da, aletin apekse doğru ilerlemesini kolaylaştırabilir.

Çalışmamızda kanalların apikal açıklıkları küçük uç boyutlu eğe ile kontrol edilmiş ve ProGlider eğelerle mekanik glide path uygulamasının karşılaştırılması amacıyla manüel olarak bir glide path uygulaması yapılmamıştır.

Daha az invaziv yöntemlerin orijinal kanal şeklini korurken, daha iyi endodontik sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (21). Kıvrımlı kanallarda Ni-Ti döner enstrümantasyonunun daha güvenli kullanılabilmesi için, kanal eğelerinin koronalde maruz kaldığı direnci azaltarak kanalın en apikaline doğrudan ilerlemesini sağlayan, koronal genişletmenin ve pre-flaring işleminin gerçekleştirilmesinin önemli prosedürler olduğu doğrulanmıştır (112).

Kanal sistemini şekillendirirken, döner Ni-Ti aletleri, döngüsel olarak yorulmaya neden olan strese maruz kalır. Yorulmaya iki temel stres tipi olan burulmaya neden olur. Burulma stres hızla alet kırılmasına neden olabilir. Bu genellikle üç durumda ortaya çıkar: (a) Geniş alet yüzeyi kanal duvarlarında aşırı sürtünme ile karşılaştığında (kilitleme), (b) alet ucu şekillendirilecek kanal

bölümünden daha büyük olduğunda ve (c) piyasemene aşırı basınç uygulandığında. Günümüzün dönen Ni-Ti aletlerinin çoğunluğu, basamakların oluşumunu, perforasyonları veya apikal foramenin transportasyonu önlemek için pasif veya orta derecede aktif uçlarına sahiptir. Bu tasarım özellikleri bu prosedürel hataların riskini en aza düşürmekle birlikte, kanalda az kesme yeteneğine veya kesmeyen bir uca sahip eğe kanalın bir kısmında uç çapından daha küçük bir enine kesit ile karşılaştığı gibi durumlarda prosedürel problemleri engellemezler. Bu koşullar altında ucu dentine kilitlenebilir ve torsiyonel stresde büyük ve hızlı artışlara neden olabilir. Motor tarafından geliştirilen tork kritik bir seviyeyi aşabilir ve cihaz hemen plastik deformasyona uğrar ve arızalanır. Bu durumlara göre, orijinal anatominin karmaşıklığıyla birlikte, enstrüman kırılmasının en büyük nedeni glide path oluşturulmaması gibi gözükmemektedir. Bu nedenle, (manuel ya da mekanik) engelsiz bir giriş yolu oluşturmak gerekmektedir. Torsiyonel stresindeki bu büyük azalma ortalama alet ömrünü neredeyse 6 kat artırır. Bu farkın klinik önemi, maliyetin azalması ve aletin kanal içinde kırılma riskinin azalması anlamına gelmektedir (88).

Çalışmada kullanılan eğeler incelendiğinde R ve TFA eğelerde kırık olmadığı; PTN X2 ve PG eğelerde kırık görülmüştür. Ayrıca kırılan PTN X2 kanal aleti ProGlider kullanılmayan, glide path oluşturulmayan grupta yer almaktadır. R eğelere herhangi bir değişiklik görünmezken TFA eğelerde sarmal yapısında bozulma tespit edilmiştir. Reciproc eğeler rotasyonel hareket yerine, resiprokasyon hareket ile tasarlandığından (resiprokal hareket, saat yönünün tersine dönme açısı (kesme yönü) aletin elastik sınırından daha küçük olacak şekilde) burulma gerilmesinin neden olduğu alet kırığı riskini en aza indirmeyi amaçlamaktadır (120) (8). TwistedFile Adaptive, bir R fazlı moleküler yapıya neden olan özel bir ısıtma ve soğutma tekniği ile üretilmiştir (181). TFA sahip olduğu bu özellikler eğelerde kırılma olmamasını, sarmal yapıda açılmaları açıklayabilir. TFA, Reciproc eğelerden önemli derecede daha fazla esneklik göstermektedir. Öte yandan Reciproc TFA eğelerden önemli derecede fazla torsiyonel strese direnç göstermektedir (182). PTN ve PG sistemin üretim süreci de dahil olduğu, M-wire teknolojisiyle üretilmiş eğeler normal süperelastik Ni-Ti aletlerden daha fazla esnektir ve döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç sağlar (183).

Elnaghy ve Elsaka (112) yaptığı çalışmada PTN X2'nin en yüksek tork ile ilişkili olduğu ve bu eğenin kanal duvarlarıyla önemli ölçüde teması sebebiyle X2 kullanıldığında özel dikkat gösterilmelidir (184). Farklı çalışmalar, glide path kayma yolu hazırlama prosedürünün Ni-Ti enstrümantasyon sırasında eğelerde kırılma sıklığını azaltabileceğini göstermiştir (88, 89, 112). Yapılan bir çalışmada, ProGlider'da (% 11,6) kırık yüzdesinin en yüksek frekansı görülmüştür (137). Bu yüksek kırılma oranları, bu çalışmanın deneysel tasarımı ile açıklanabilir. Mekanik olarak kanalda pathfinder eğe ile ilerletirken, eğe iki faktörün sonucu olarak büyük oranda stres altına girer. Bunlar taper-lock fenomeni (torsiyonel gerilmesi) ve döngüsel yorgunluk olarak adlandırılmaktadır. Pathfinder kanal aletleri genellikle son derece esnektir, çünkü küçük uç boyutu ve düşük koniklik nedeniyle, döngüsel yorgunluk, alet kırılmasının nedeni üzerindeki torsiyonel stresinden daha az ilgili görünmektedir. Eldeki sonuçlar, alet konikliğinin bir fonksiyonu olarak kırık oranının önemli derecede arttığı teorik varsayımıyla tutarlıdır. Aletin konikliği arttıkça taper-lock fenomeni de o kadar güçlü olur ve torsiyonel kırık riski de artar. Değişken konikliği ile ProGlider'ın 0.99 mm koronal yiv çapı, aletin kanal duvarlarıyla temas alanını arttırarak sonuçlanır (137). ProGlider ile glide path hazırlama esnasında sabit bir % 2 konik eğelerle (PathFile, Dentsply Maillefer) kıyasla artmış tork değeri ve kuvveti bildirilmiştir (185). Burada gösterilen torsiyonel kırık olasılığının artmasına ProGlider kırılma oranı bu varsayımı doğrulama eğilimindedir. M-Wire teknolojisinin ve ProGlider'ın diğer pathfinder eğelerle karşılaştırıldığında in-vitro kırıklara karşı direnç göstermesinin üstün kabiliyeti yüksek kırılma oranını önlemeye yetmemektedir.

Çalışmalara göre, alet ömründeki bu kayda değer farkın, endodontik motordan düşük torkta kullanılması gereken otomatik ters dönüş hareketinin yüksek torkta kullanılmasıdır. Otomatik geri dönüş, özellikle düşük maksimum torkla kullanılması gereken aletler için zararlı değildir. Bununla birlikte, maksimum tork değerine ulaşıldığında saat yönünde döndürme devreye girdiğinde aletin stres depoladığı ve dolayısıyla ömrünün azaldığı anlamına gelir. Mümkünse, döner Ni-Ti aleti için fazladan çalışma kaçınılmalıdır. Bir alet düşük torkta kullanılmalı, bu sayede hekim motorun dijital ve akustik sinyali tarafından yönlendirilmeli ve otomatik geri dönüş oluşmadan önce kanal aleti kanaldan çıkartılmalıdır. Bu sayede,

oluşabilecek gerilim en aza indirilir ve bu nedenle cihazın ve kanal aletinin çalışma ömrü sadece dentin kesiminde tüketilir. Bu veriler, bir döner Ni-Ti enstrüman tarafından kök kanalında yapılan çalışma türünün çok önemli olduğunu göstermektedir (186). Yapılan işler ve kanal anatomisinin özellikleri, kanal aletinin ömrünü etkileyen en önemli faktörlerdir (187). Bununla birlikte, endodontistin bu bilgiyi uygulayabilme kabiliyetinin başarı için bir belirleyicidir olduğunu da unutmamak gerekir.

Yapılan bu çalışma sınırları dahilinde çıkan sonuçlar ve taranan literatür ışığında kanal preparasyon işlemi sırasında tercih edilen Ni-Ti döner kanal aletlerinin hepsinin kanal transportasyonu oluşturduğunu göstermiştir. Çalışmaya dahil edilen aletler arasında PTN ve TFA arasında eğelerin sahip oldukları tasarım özellikleri sebebiyle fark görülmemiştir. R eğelerde ise yüksek derecede kanal transportasyonu görülmesi alet tasarımına bağlanabilir. Bunun yanı sıra Ni-Ti döner alet kullanımı öncesinde mekanik pathfinder kullanımı eğelerin merkezlenme kabiliyetini artırdığı görülmüştür. PG eğenin kanal transportasyonunu engellemediği fakat merkezlenme kabiliyetinde artma ve iatrojenik hata oranında azalma olduğu belirlenmiştir. Her kanal preparasyonu öncesi mekanik glide path uygulamasının tedavi sonuçlarını iyileştireceği açıktır. Ayrıca aşırı eğri ve S-şekilli kanalların preparasyonunda PG ve TFA aletlerin tercihi avantaj sağlayabilir. Bunun yanı sıra kök kanal tedavisi öncesi insan dişlerindeki kompleks kanal yapısı dikkatten kaçmaması gereken bir durumdur. Kök kanal tedavisi preparasyon öncesi tercih edilecek eğe çeşidi ve glide path uygulaması detaylı görüntüleme ile desteklenmeli, direkt kanala giriş, irrigasyon ve lubrikant kullanımı ile preparasyonda oluşabilecek iatrojenik hatalar azaltılmalıdır. Aşırı eğri ve S-şekilli kanallarda küçük taperlı esnek Ni-Ti eğeler tercih edilmeli ve üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Merkezden sapma bakımından; L-şekilli kanallarda ProGlider kullanılan ProTaper Next ve ProGlider kullanılmayan TF Adaptive kanal aletlerinin en az kanaldan sapma, en merkezi preparasyon gerçekleştirdiği görülmüştür. Buna rağmen ProGlider kullanılan ve kullanılmayan ProTaper Next ve TF Adaptive kanal aletleri arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur.

2. Merkezden sapma bakımından; L-şekilli kanallarda Reciproc kanal aletleri ise ProGlider kullanılan ve kullanılmayan durumda kanalın iç duvarına doğru fazla madde kaldırarak en fazla merkezden sapmayı göstermiştir.

3. Merkezden sapma bakımından; S-şekilli kanallarda ProGlider kullanılan TF Adaptive kanal aletlerinin en az kanaldan sapma, en merkezi preparasyon gerçekleştirdiği görülmüştür. Buna rağmen ProGlider kullanılan TF Adaptive, ProTaper Next ve Reciproc kanal aletleri arasında istatistiksel anlamlı fark yoktur.

4. Merkezden sapma bakımından; S-şekilli kanallarda ProGlider kullanılmayan ProTaper Next ve Reciproc kanal aletleri en fazla merkezden sapmayı göstermiştir. ProTaper Next ve TF Adaptive kanal aletlerinin kanalın dış duvarına doğru merkezden saptığı, Reciproc kanal aletinin ise kanalın iç duvarına doğru merkezden saptığı belirlenmiştir.

5. Pathfinder kullanımının kanal preparasyonuna etkisi açısından; ProGlider kanal aleti kullanımıyla kanal transportasyonunun tamamen önlendiği, merkezi bir preparasyon yapabilmek mümkün olmamış, çıkan sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak eğri kanallarda preparasyon öncesi glide path oluşturmak için kullanılan pathfinder enstrümanların oluşacak iatrojenik hataları ve kanal aleti kırılma riskini azaltmada etkili olduğu görülmüştür.

6. Apikal uzaklık bakımından merkezden sapma; L-şekilli kanallarda kurvatür bölgesi 3 mm, 4 mm ve 5 mm’de içe; kanalın düz bölgesi ise 9 mm ve 10 mm’de dışa preparasyon gerçekleşirken en merkezi preparasyon 7 mm’de elde edilmiştir.

7. Apikal uzaklık bakımından merkezden sapma; S-şekilli kanallarda birinci kurvatür bölgesi 2 mm ve 3 mm’de, kanalın düz bölgesi 8 mm, 9 mm ve 10 mm’de dışa; ikinci kurvatür bölgesi 4 mm, 5 mm ve 6 mm’de içe preparasyon gerçekleştirirken; en merkezi preparasyon 0 mm, 1 mm ve 7 mm’de elde edilmiştir.

8. Kanallardaki genişletme miktarlarına bakıldığında; Reciproc>ProTaper Next>TF Adaptive sonucu elde edilmiştir. En fazla genişletme miktarı; muhtemelen kanal aletinin sahip olduğu taper açısı ve özelliklerinden dolayı en fazla merkezden sapmayı da yaratan Reciproc kanal aletinde elde edilmiş, diğer döner aletlerle istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

9. Kanallardaki genişletme miktarlarına bakıldığında; ProGlider kullanımı sonucunda kanal aletlerinin genişletme miktarında azalma görülmektedir. Buna karşın; ProGlider kullanılan Reciproc, ProTaper Next ve TF Adaptive kanal aletlerinden genişletme miktarında azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Çalışmamızda, her kanal aletinin farklı miktarlarda kanal transportasyonu yaptığı sonucuna varılmıştır. Hekimin yapılacak preparasyon sonunda kanalın orijinal şeklinden sapma miktarını minimuma indirebilmesi için kanal anatomisini iyi değerlendirmesi gerekmektedir. Günümüzde üretilen çok farklı Ni-Ti döner alet sistemi olması hekimin tercih sayısını arttırmaktadır. Tercih edilen kanal aleti ne olursa olsun hekimin döner aletin özelliklerini bilmesi; üretici talimatlarına uyarak, önerilen hareket şekli, uygun tork ve hız ayarıyla kullanması gerekmektedir. Çalışmanın sınırları dahilinde, eğri kanalların preparasyonunda TF Adaptive döner aletler ProTaper Next kanal aletlerle istatistiksel anlamlı fark yaratmasa da hem çalışma kinetiği hem de kanal aletlerinin özellikleri sebebiyle diğer gruplara kıyasla daha merkezi bir preparasyon gerçekleştirmiştir. Bunun yanı sıra Reciproc kanal aletleri taper açısı ve özellikleri sebebiyle en fazla merkezden sapma yaratmıştır ve eğri kanallarda kullanımı önerilmemektedir. Ayrıca; ProGlider kullanımının kanal transportasyonunu tamamen önlememekte fakat oluşacak iatrojenik hataları azaltmada etkili olması sebebiyle eğri kanallarda önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Ford HP, Ford TP, Rhodes JS. Endodontics: problem-solving in clinical practice: CRC Press; 2004.
2. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of North America*. **1974**; 18: 269-96.
3. Weine FS. Endodontic therapy: CV Mosby; 1982.
4. Garip Y GM. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *International Endodontic Journal*. **2001**; 34: 452-7.
5. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International Endodontic Journal*. **1985**; 18: 1-7.
6. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. **2000**; 33: 297-310.
7. Goldberg M, Dahan S, Machtou P. Centering Ability and Influence of Experience When Using WaveOne Single-File Technique in Simulated Canals. *International journal of dentistry*. **2012**; 2012: 206321.
8. Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Duarte MA, Cavenago BC, Jaramillo D, Versiani MA. Shaping ability of reciproc and TF adaptive systems in severely curved canals of rapid microCT-based prototyping molar replicas. *Journal of applied oral science : revista FOB*. **2014**; 22: 509-15.
9. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *International endodontic journal*. **2006**; 39: 791-9.
10. Hiran-us S, Pimkhaokham S, Sawasdichai J, Ebihara A, Suda H. Shaping ability of ProTaper NEXT, ProTaper Universal and iRace files in simulated S-shaped canals. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc*. **2016**; 42: 32-6.
11. Buchanan LS. The art of endodontics: cleaning and shaping the root canal system. The apical preparation. Part IV of a four-part series on cleaning and shaping root canals. *Dentistry today*. **1994**; 13: 50, 2.
12. Liu W, Wu B. Root Canal Surface Strain and Canal Center Transportation Induced by 3 Different Nickel-Titanium Rotary Instrument Systems. *Journal of endodontics*. **2016**; 42: 299-303.
13. Hülsmann M POA, Dummer P.M.H. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. **2005**; 10: 30-76.
14. Cohen S HK. Cohen's Pathways of The Pulp 10th Edition 2006.
15. Alaçam T. Endodonti. Alaçam T, editor 2012. 405-506 p.
16. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of endodontics*. **1975**; 1: 255-62.
17. Schafer E. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic topics*. **2009**; 15: 75-90.
18. Maia Filho EM, Rizzi Cde C, Coelho MB, Santos SF, Costa LM, Carvalho CN, et al. Shaping Ability of Reciproc, UnicOne, and Protaper Universal in Simulated Root Canals. *TheScientificWorldJournal*. **2015**; 2015: 690854.

19. **Saber SE, Nagy MM, Schafer E.** Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*. **2015**; 48: 109-14.
20. **Giuliani V, Di Nasso L, Pace R, Pagavino G.** Shaping ability of waveone primary reciprocating files and ProTaper system used in continuous and reciprocating motion. *Journal of endodontics*. **2014**; 40: 1468-71.
21. **Peters OA.** Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*. **2004**; 30: 559-67.
22. **Willey WL, Senia ES, Montgomery S.** Another look at root canal instrumentation. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. **1992**; 74: 499-507.
23. **Skidmore AE, Bjorndal AM.** Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. **1971**; 32: 778-84.
24. **Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH.** The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *Journal of the American Dental Association*. **1980**; 101: 792-4.
25. **Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, et al.** SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. **2004**; 37: 832-9.
26. **Paque F, Musch U, Hulsmann M.** Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *International endodontic journal*. **2005**; 38: 8-16.
27. **Paque F, Ganahl D, Peters OA.** Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *Journal of endodontics*. **2009**; 35: 1056-9.
28. **Fornari VJ, Silva-Sousa YT, Vanni JR, Pecora JD, Versiani MA, Sousa-Neto MD.** Histological evaluation of the effectiveness of increased apical enlargement for cleaning the apical third of curved canals. *International endodontic journal*. **2010**; 43: 988-94.
29. **Schafer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J.** Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *Journal of endodontics*. **2002**; 28: 211-6.
30. **Endodontists. AAO.** Glossary of Endodontic Terms Ninth Edition. **2015, Chicago: AAE.**
31. **Young GR, Parashos P, Messer HH.** The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian dental journal*. **2007**; 52: S52-63.
32. **Wu MK, Fan B, Wesselink PR.** Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *Journal of endodontics*. **2000**; 26: 210-6.
33. **Jafarzadeh H, Abbott PV.** Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of endodontics*. **2007**; 33: 1155-62.
34. **Dummer PM, al-Omari MA, Bryant S.** Comparison of the performance of four files with rounded tips during shaping of simulated root canals. *Journal of endodontics*. **1998**; 24: 364-71.
35. **Cunningham CJ, Senia ES.** A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of endodontics*. **1992**; 18: 294-300.
36. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *International endodontic journal*. **1998**; 31: 259-67.
37. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *International endodontic journal*. **1998**; 31: 268-74.
38. **Yaman SD.** Endodontide Kullanılan Kök Kanal Aletleri. *Acta Odontologica Turcica*. **2002**; 19: 51.

39. **Younis O.** The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. **1977**; 43: 130-4.
40. **Schäfer E.** Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*. **1997**; 13: 51-64.
41. **Hülsmann M, Gressmann G, Schäfers F.** A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. *International endodontic journal*. **2003**; 36: 358-66.
42. **Tepel J, Schafer E, Hoppe W.** Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of endodontics*. **1997**; 23: 141-5.
43. **al-Omari M, Dummer P, Newcombe R.** Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *International Endodontic Journal*. **1992**; 25: 57-66.
44. **Çalışkan MK.** Endodontide tanı ve tedaviler: Nobel Tıp Kitabevleri; 2006.
45. **al-Omari MA, Bryant S, Dummer PM.** Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. *International endodontic journal*. **1997**; 30: 35-45.
46. **Coleman CL, Svec TA.** Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *Journal of endodontics*. **1997**; 23: 232-5.
47. **Alodeh MH, Dummer PM.** A comparison of the ability of K-files and Hedstrom files to shape simulated root canals in resin blocks. *International Endodontic Journal*. **1989**; 22: 226-35.
48. **Briseno BM, Sonabend E.** The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *International endodontic journal*. **1991**; 24: 15-23.
49. **Lam TV, Lewis DJ, Atkins DR, Macfarlane RH, Clarkson RM, Whitehead MG, et al.** Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files. *Australian dental journal*. **1999**; 44: 12-9.
50. **Szep S, Gerhardt T, Leitzbach C, Luder W, Heidemann D.** Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. *Clinical oral investigations*. **2001**; 5: 17-25.
51. **Powell SE, Simon JH, Maze BB.** A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. *Journal of endodontics*. **1986**; 12: 293-300.
52. **Powell SE, Wong PD, Simon JH.** A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. Part II. *Journal of endodontics*. **1988**; 14: 224-8.
53. **Kuhn WG, Carnes DL, Jr., Clement DJ, Walker WA, 3rd.** Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *Journal of endodontics*. **1997**; 23: 735-8.
54. **Civjan S, Huget EF, DeSimon LB.** Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of dental research*. **1975**; 54: 89-96.
55. **Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P.** Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*. **2001**; 14: 324-33.
56. **Jain P.** Current therapy in endodontics: John Wiley & Sons; 2016.
57. **Baumann MA.** Nickel-titanium: options and challenges. *Dental Clinics*. **2004**; 48: 55-67.
58. **Stoeckel D YW.** Superelastic Ni-Ti wire. *Wire Journal International*. **1991**: 45-50.
59. **Di Fiore PM.** A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *Journal of the American Dental Association*. **2007**; 138: 196-201; quiz 49.

60. **Shehab El-Din MS.** Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *ENDO (Lond Engl)*. **2008**; 2: 273-83.
61. **Schäfer E, Lohmann D.** Efficiency of rotary nickel–titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile–Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic journal*. **2002**; 35: 505-13.
62. **Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM.** Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *International endodontic journal*. **2005**; 38: 743-52.
63. Uyanık M. Farklı dönen nikel titanium egelerin temizleme ve şekillendirme özelliklerinin in vitro olarak incelenmesi [Doktora Tezi,]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.
64. **Schafer E.** Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. **2001**; 92: 215-20.
65. **Parashos P, Messer HH.** Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*. **2006**; 32: 1031-43.
66. **Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP.** Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *Journal of endodontics*. **2008**; 34: 675-8.
67. **Bürklein S, Schäfer E.** Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endodontic Topics*. **2013**; 29: 110-24.
68. **Schafer E, Tepel J, Hoppe W.** Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics*. **1995**; 21: 493-7.
69. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *International endodontic journal*. **2000**; 33: 248-54.
70. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of NT Engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International endodontic journal*. **1997**; 30: 262-9.
71. **Tepel J, Schafer E, Hoppe W.** Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *Journal of endodontics*. **1995**; 21: 418-21.
72. **Lim YJ, Park SJ, Kim HC, Min KS.** Comparison of the centering ability of Wave.One and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restorative dentistry & endodontics*. **2013**; 38: 21-5.
73. **Koch K, Brave D.** The ultimate rotary file? *Oral Health*. **2002**; 92: 59-67.
74. Göktürk H. Farklı Nikel Titanyum Egelerin Kök Kanal Şekillendirmede ve Retreatmenttaki Etkinliklerinin Değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; Kasım-2011.
75. **Glickman GN, Koch KA.** 21st-century endodontics. *The Journal of the American Dental Association*. **2000**; 131: 39S-46S.
76. **Koch K, Brave D.** Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health*. **2002**; 92: 39-49.
77. **Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B.** Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of endodontics*. **2006**; 32: 61-5.
78. Johnson WT. Color atlas of endodontics: Saunders; 2002.
79. **Diemer F, Calas P.** Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of endodontics*. **2004**; 30: 716-8.

80. **Schafer E, Vlassis M.** Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International endodontic journal*. **2004**; 37: 239-48.
81. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *International endodontic journal*. **2000**; 33: 255-61.
82. **Rodig T, Hulsmann M, Kahlmeier C.** Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile .04 and GT Rotary. *International endodontic journal*. **2007**; 40: 553-62.
83. **Madureira RG, Forner Navarro L, Llana MC, Costa M.** Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. **2010**; 109: e136-44.
84. **Can ED, Gerek M, Kayahan MB, Mohseni K, Sunay H, Bayirli G.** Comparison of two different preparation protocol of Ni-Ti Rotary PathFile-ProTaper instruments in simulated s-shaped canals. *Acta odontologica Scandinavica*. **2014**; 72: 76-80.
85. **Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S.** Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. **2004**; 37: 359-64.
86. **Javaheri HH, Javaheri GH.** A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. *Journal of endodontics*. **2007**; 33: 284-6.
87. **Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A.** Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *Journal of endodontics*. **2010**; 36: 904-7.
88. **Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D.** Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of endodontics*. **2004**; 30: 228-30.
89. **Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG.** The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of endodontics*. **2005**; 31: 114-6.
90. **Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al.** Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of endodontics*. **2009**; 35: 408-12.
91. **Thompson SA, Dummer PM.** Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Journal of endodontics*. **1997**; 23: 698-702.
92. **Schafer E, Burklein S.** Impact of nickel-titanium instrumentation of the root canal on clinical outcomes: a focused review. *Odontology*. **2012**; 100: 130-6.
93. **Pedulla E, Plotino G, Grande NM, Avarotti G, Gambarini G, Rapisarda E, et al.** Shaping ability of two nickel-titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. *Clinical oral investigations*. **2016**; 20: 2227-33.
94. **Weine FS.** The use of non-ISO-tapered instruments for canal flaring. *Compendium of continuing education in dentistry*. **1996**; 17: 651-6, 8-60, 62-3; quiz 64.
95. **Schafer E, Florek H.** Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic journal*. **2003**; 36: 199-207.
96. **Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET.** Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of endodontics*. **2014**; 40: 852-6.

97. **Seidler B.** Root canal filling: an evaluation and method. *The Journal of the American Dental Association.* **1956**; 53: 567-76.
98. **Blum JY, Machtou P, Micallef JP.** Location of contact areas on rotary Profile1 instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal.* **1999**; 32: 108-14.
99. **Yoshimine Y, Ono M, Akamine A.** The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *Journal of endodontics.* **2005**; 31: 373-5.
100. **Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, et al.** Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *Journal of endodontics.* **2012**; 38: 101-4.
101. **Bonaccorso A, Cantatore G, Condorelli GG, Schafer E, Tripi TR.** Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *Journal of endodontics.* **2009**; 35: 883-6.
102. **Pagliosa A, Sousa-Neto MD, Versiani MA, Raucci-Neto W, SILVA-SOUSA YTC, Alfredo E.** Computed tomography evaluation of rotary systems on the root canal transportation and centering ability. *Brazilian oral research.* **2015**; 29: 1-7.
103. **Ruddle CJ, Machtou P, West JD.** The shaping movement: fifth-generation technology. *Dentistry today.* **2013**; 32: 94, 6-9.
104. **Wu H, Peng C, Bai Y, Hu X, Wang L, Li C.** Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals. *BMC oral health.* **2015**; 15: 27.
105. **Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, et al.** Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *Journal of endodontics.* **2011**; 37: 1687-90.
106. **Burklein S, Mathey D, Schafer E.** Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *International endodontic journal.* **2015**; 48: 774-81.
107. **Saber SE, Nagy MM, Schafer E.** Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International endodontic journal.* **2015**; 48: 131-6.
108. **Elnaghy AM.** Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International endodontic journal.* **2014**; 47: 1034-9.
109. **Silva E, Pacheco PT, Pires F, Belladonna FG, De-Deus G.** Microcomputed tomographic evaluation of canal transportation and centring ability of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems. *International endodontic journal.* **2017**; 50: 694-9.
110. **Hiran-us S, Sawasdichai J, Pimkhaokham S, Ebihara A, Suda H.** Canal aberrations promoted by three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canal. *Srinakharinwirot University Dental Journal.* **2014**; 7: 12-7.
111. **Arias A, Singh R, Peters OA.** Torque and force induced by ProTaper universal and ProTaper next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *Journal of endodontics.* **2014**; 40: 973-6.
112. **Elnaghy AM, Elsaka SE.** Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *Journal of endodontics.* **2014**; 40: 2053-6.
113. **Ruddle CJ.** The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry today.* **2001**; 20: 60-7.
114. **da Silva Limoeiro AG, Dos Santos AH, De Martin AS, Kato AS, Fontana CE, Gavini G, et al.** Micro-Computed Tomographic Evaluation of 2 Nickel-Titanium Instrument Systems in Shaping Root Canals. *Journal of endodontics.* **2016**; 42: 496-9.

115. **Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D.** Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *International endodontic journal*. **2012**; 45: 802-6.
116. **Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, Milana V, Plotino G, Grande NM, et al.** The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Annali di stomatologia*. **2013**; 4: 152-5.
117. **Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A.** Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International endodontic journal*. **2015**; 48: 162-70.
118. **Gambarini G, Glassman G.** TF adaptive: a novel approach to nickel-titanium instrumentation. *Oral Health*. **2013**; 7: 22-30.
119. **Karatas E, Gunduz HA, Kirici DO, Arslan H, Topcu MC, Yeter KY.** Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *Journal of endodontics*. **2015**; 41: 261-4.
120. **Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G.** Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International endodontic journal*. **2012**; 45: 614-8.
121. **Gambarini G, Piasecki L, Di Nardo D, Miccoli G, Di Giorgio G, Carneiro E, et al.** Incidence of Deformation and Fracture of Twisted File Adaptive Instruments after Repeated Clinical Use. *Journal of oral & maxillofacial research*. **2016**; 7: e5.
122. **Kesim B, Sagsen B, Aslan T.** Evaluation of dentinal defects during root canal preparation using thermomechanically processed nickel-titanium files. *European journal of dentistry*. **2017**; 11: 157-61.
123. **Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG.** The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics*. **1985**; 11: 203-11.
124. **Yared G.** Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. **2008**; 41: 339-44.
125. **Versiani MA, Leoni GB, Steier L, De-Deus G, Tassani S, Pécora JD, et al.** Micro-computed tomography study of oval-shaped canals prepared with the Self-adjusting File, Reciproc, WaveOne, and Protaper Universal systems. *Journal of endodontics*. **2013**; 39: 1060-6.
126. **Bürklein S, Benten S, Schäfer E.** Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International endodontic journal*. **2013**; 46: 590-7.
127. **De-Deus G, Moreira E, Lopes H, Elias C.** Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*. **2010**; 43: 1063-8.
128. **Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B.** Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of endodontics*. **2010**; 36: 157-9.
129. **You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Shon W-J, Lee W.** Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *Journal of endodontics*. **2010**; 36: 1991-4.
130. **Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E.** Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *International endodontic journal*. **2012**; 45: 449-61.
131. **Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS.** A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Australian Endodontic Journal*. **2011**; 37: 122-7.

132. **Yoo Y-S, Cho Y-B.** A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restorative dentistry & endodontics*. **2012**; 37: 220-7.
133. **Van der Vyver P, Jonker C.** Reciprocating instruments in Endodontics: a review of the literature. *South African Dental Journal*. **2014**; 69: 404-9.
134. **West J.** The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dentistry today*. **2010**; 29: 86, 8, 90-3.
135. **Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP.** Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *Journal of endodontics*. **2003**; 29: 567-75.
136. **Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al.** Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *Journal of endodontics*. **2012**; 38: 389-93.
137. **De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Alves Vde O, Silva EJ, Rodrigues E, et al.** Scouting Ability of 4 Pathfinding Instruments in Moderately Curved Molar Canals. *Journal of endodontics*. **2016**; 42: 1540-4.
138. **Elnaghy AM, Elsaka SE.** Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. **2015**; 48: 894-901.
139. **Turker SA, Uzunoglu E.** Apical root canal transportation of different pathfinding systems and their effects on shaping ability of ProTaper Next. *Journal of clinical and experimental dentistry*. **2015**; 7: e392-5.
140. **Versiani MA, Pecora JD, Sousa-Neto MD.** Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. *International endodontic journal*. **2013**; 46: 800-7.
141. **De-Deus G.** Research that matters - root canal filling and leakage studies. *International endodontic journal*. **2012**; 45: 1063-4.
142. **Lim K, Webber J.** The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *International Endodontic Journal*. **1985**; 18: 240-6.
143. **Ceyhanli KT, Kamaci A, Taner M, Erdilek N, Celik D.** Shaping ability of two M-wire and two traditional nickel-titanium instrumentation systems in S-shaped resin canals. *Nigerian journal of clinical practice*. **2015**; 18: 713-7.
144. **Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P.** A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*. **2001**; 34: 390-8.
145. **Hülsmann M, Bluhm V.** Efficacy, cleaning ability and safety of different rotary NiTi instruments in root canal retreatment. *International endodontic journal*. **2004**; 37: 468-76.
146. **Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F.** Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *Journal of endodontics*. **2001**; 27: 1-6.
147. **Schneider SW.** A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. **1971**; 32: 271-5.
148. **Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr.** Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. **1997**; 23: 77-85.
149. **Gu Y, Lu Q, Wang P, Ni L.** Root canal morphology of permanent three-rooted mandibular first molars: part II—measurement of root canal curvatures. *Journal of endodontics*. **2010**; 36: 1341-6.
150. **Karaman GT, Önay EO, Üngör M, Gülşahı K, Çolak M.** Üst Molar Dişlerin Meziobukkal Kök Kanallarında Bulunan Kanal Kurvatürlerinin Radyografik Olarak

İncelenmesi Radiographic Evaluation of Canal Curvatures in the Mesio Buccal Root of Maxillary Molars. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2009**; 33: 2-8.

151. **Peters OA, Paque F.** Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence international*. **2010**; 41: 479-88.

152. **Walia HM, Brantley WA, Gerstein H.** An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*. **1988**; 14: 346-51.

153. **Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH.** Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*. **2000**; 26: 161-5.

154. **Shen Y, Peng B, Cheung GS-p.** Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **2004**; 98: 605-10.

155. **Baumann MA, Roth A.** Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **1999**; 88: 714-8.

156. **Silva EJNL, Vieira VCG, Tameirao MDN, Belladonna FG, Neves AdA, Souza EM, et al.** Quantitative transportation assessment in curved canals prepared with an off-centered rectangular design system. *Brazilian oral research*. **2016**; 30.

157. **Baumgartner JC, Martin H, Sabala CL, Strittmatter EJ, Wildey WL, Quigley NC.** Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. *Journal of endodontics*. **1992**; 18: 530-4.

158. **Kum K-Y, Spångberg L, Cha BY, Il-Young J, Seung-Jong L, Chan-Young L.** Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *Journal of endodontics*. **2000**; 26: 719-23.

159. **Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P.** Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*. **2003**; 36: 288-95.

160. **Kesim B, Sagsen B, Aslan T.** Evaluation of dentinal defects during root canal preparation using thermomechanically processed nickel-titanium files. *European journal of dentistry*. **2017**; 11: 157.

161. **Wu M-K, Fan B, Wesselink PR.** Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *Journal of endodontics*. **2000**; 26: 210-6.

162. **Loizides A, Eliopoulos D, Kontakiotis E.** Root canal transportation with a Ni-Ti rotary file system and stainless steel hand files in simulated root canals. *Quintessence international*. **2006**; 37.

163. **Özer SY.** Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **2011**; 111: 244-50.

164. **Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, et al.** Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *Journal of endodontics*. **2012**; 38: 505-9.

165. **Tambe VH, Nagmode PS, Abraham S, Patait M, Lahoti PV, Jaju N.** Comparison of canal transportation and centering ability of rotary protaper, one shape system and wave one system using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*. **2014**; 17: 561.

166. **Avina Paranjpe B.** A micro-computed tomography-based comparison of the canal transportation and centering ability of ProTaper Universal rotary and WaveOne reciprocating files. *Quintessence international*. **2014**; 45: 101-8.

167. **Vallaëys K, Chevalier V, Arbab-Chirani R.** Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni-Ti rotary endodontic systems: Protaper®,

- MTwo® and Revo-S™, assessed by micro-computed tomography. *Odontology*. **2016**; 104: 83-8.
168. **Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A.** Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. **2014**; 40: 1223-7.
 169. **You S-Y, Kim H-C, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Lee W.** Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *Journal of endodontics*. **2011**; 37: 1296-300.
 170. **Çelik D, Taşdemir T, Er K.** Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. *Journal of endodontics*. **2013**; 39: 278-82.
 171. **Freire LG, Gavini G, Branco-Barletta F, Sanches-Cunha R, dos Santos M.** Microscopic computerized tomographic evaluation of root canal transportation prepared with twisted or ground nickel-titanium rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. **2011**; 112: e143-e8.
 172. **Schäfer E, Vlassis M.** Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic journal*. **2004**; 37: 229-38.
 173. **Jamleh A, Komabayashi T, Ebihara A, Nassar M, Watanabe S, Yoshioka T, et al.** Root surface strain during canal shaping and its influence on apical microcrack development: a preliminary investigation. *International endodontic journal*. **2015**; 48: 1103-11.
 174. **De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Silva EJNL, de Almeida Neves A, Alves H, et al.** Micro-computed tomographic assessment on the effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems on dentinal cracks. *Journal of endodontics*. **2015**; 41: 1116-9.
 175. **Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F.** Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (μCT). *International endodontic journal*. **2012**; 45: 514-23.
 176. **Fayyad DM, Elgendy AAE.** Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *Journal of endodontics*. **2011**; 37: 1143-6.
 177. **Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, Fontanella VRC, Gavini G, Barletta FB.** Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with ProTaper Universal with and without PathFile. *Journal of endodontics*. **2014**; 40: 688-93.
 178. **de Oliveira Alves V, da Silveira Bueno CE, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, de Martin AS.** Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *Journal of endodontics*. **2012**; 38: 117-20.
 179. **D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C.** Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *Journal of endodontics*. **2013**; 39: 1581-4.
 180. **Lopes HP, Elias CN, Mangelli M, Lopes WS, Amaral G, Souza LC, et al.** Buckling resistance of pathfinding endodontic instruments. *Journal of endodontics*. **2012**; 38: 402-4.
 181. **Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS.** Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. **2011**; 37: 1553-7.
 182. **Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE.** Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *International endodontic journal*. **2017**; 50: 1077-83.

183. **Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB.** Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*. **2010**; 36: 1205-9.
184. **Pereira ES, Singh R, Arias A, Peters OA.** In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next instruments during simulated canal preparation. *Journal of endodontics*. **2013**; 39: 1615-9.
185. **Arias A, Singh R, Peters OA.** Differences in torsional performance of single-and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology*. **2016**; 104: 192-8.
186. **Yared G, Dagher F, Machtou P.** Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*. **1999**; 32: 115-9.
187. **Sattapan B, Palamara JE, Messer HH.** Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. **2000**; 26: 156-60.



8.ÖZGEÇMİŞ

Deniz ÖNAL ÇENGELLİ 13.03.1989 tarihinde Ankara’da doğdu. 2007 yılında girdiği Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. O tarihten itibaren aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmakta ve uzmanlık öğrenimine devam etmektedir.

