

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI

SON YILLARDA ÜRETİLEN FARKLI
DÖNER ALET SİSTEMLERİNİN ETKİNLİKLERİNİN
DEĞİŞİK PARAMETRELER KULLANILARAK İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Davut ÇELİK

Mayıs 2011

TRABZON

İÇİNDEKİLER

<i>İçindekiler</i>	<i>ii</i>
<i>Önsöz</i>	<i>v</i>
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı	4
2.1.1. Kemomekanik Preparasyonun Teknik ve Biyolojik Hedefleri	4
2.2. Kök Kanal Preparasyonunun Gelişim Süreci	5
2.2.1. Kök Kanal El Aletleri	5
2.2.2. Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri	7
2.2.3. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan Prosedürel Hatalar	7
2.2.3.1. Kök Kanal Eğiminin Prosedürel Hatalar Üzerindeki Rolü	9
2.2.4. Düşük Devirli Motorlarla Çalışan NiTi Döner Aletler	12
2.2.4.1. Endodontik Başlıklar	12
2.2.4.2. NiTi Alaşımdan Üretilen Döner Aletler	15
2.2.4.2.1. NiTi Alaşımın Yapısı	15
2.2.4.2.2 NiTi Alaşımın Endodontide Kullanımı	20
2.3. NiTi Döner Alet Sistemlerinin Karşılaştırılmalı İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler	29
2.3.1. Şekillendirme Kabiliyetinin Değerlendirilmesi	29
2.3.2. Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	29

3. MATERYAL ve METOD	31
3.1. Kök Kanal Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	31
3.1.1. Kanal Transportasyon Miktarının Belirlenmesi	31
3.1.1.1. Dişlerin Hazırlanması ve Köklerin Maksimum Eğiminin Belirlenmesi	32
3.1.2. Deney Grupları	34
3.1.3. Preparasyon Sonrası Görüntülerin Alınması	40
3.1.4. Görüntülerin Posterize Edilmesi	40
3.1.5. Seviyelendirme İşlemi	40
3.1.6. Preparasyon Öncesi ve Sonrası Alınan Görüntülerin Çakıştırılması ve Analizi	42
3.2. Çalışma Boyu Değişikliğinin Değerlendirilmesi	42
3.3. Kök Kanal Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	43
3.3.1. Kök Segmentlerinin Elde Edilmesi	43
3.3.2. Kök Segmentlerinin SEM’de İncelenmesi ve Değerlendirilmesi	43
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	44
4. BULGULAR	45
4.1. Kanal Transportasyon Miktarı	45
4.2. Çalışma Boyu Değişikliğinin İncelenmesi	51
4.3. Eğim Yarıçapı ile Kanal Transportasyonu Arasındaki İlişki	51
4.4. Kök Kanal Temizleme Etkinliği	56
4.4.1. Debris Skorlarının İncelenmesi	56
4.4.2. Smear Tabakası Skorlarının İncelenmesi	59
5. TARTIŞMA	63
5.1. Preparasyon Sistemlerinin Kök Kanallarını Şekillendirme Yetenekleri	65
5.1.1. Kanal Transportasyonu	65
5.1.2. Çalışma Boyu Değişikliği	71
5.1.3. Kanal Transportasyonu ile Eğim Yarıçapı Arasındaki İlişki	72
5.2. Temizleme Etkinliği	73

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	77
7. ÖZET	78
8. İNGİLİZCE ÖZET	79
9. KAYNAKLAR	80
ÖZGEÇMİŞ	92

ÖNSÖZ

Akademik hayatım boyunca ve tez çalışmalarım sırasında gece gündüz demeden bilgi ve deneyimleriyle her konuda bana destek olan doktora tez danışman hocam Sayın Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR'e; akademik alanda yetiştirilmemde önemli katkısı bulunan hocam Sayın Doç. Dr. Kürşat ER'e ve dünya standartlarında doktora eğitimi almamız için her türlü imkanı sağlayan Sayın Prof. Dr. Mehmet TOSUN'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Çalışmanın çeşitli safhalarında yardımlarını gördüğüm Temel VAROL, Barış BAK ve Yüksel YAMAK'a ayrıca teşekkürler.

İyi ve kötü günümde hep arkamda olduğunu hissettiğim annem, babam ve kardeşlerime ve özlemle beklediği bu günü göremeden hayata gözlerini yuman dedeme ne kadar teşekkür etsem azdır.

Bu çalışmanın yapıldığı süre boyunca büyük sabır ve anlayış gösteren eşim Songül'e sonsuz teşekkürler.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavinin amacı; sağlıklı periapikal dokuların korunması veya hastalıklı apikal periodonsiyumun iyileştirilmesi için gerekli ortamın oluşturulmasıdır. Bu tedavi; doğru teşhis, kök kanallarının etkin bir şekilde temizlenmesi, şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonu ile apikal ve koronalde sıkı bir tıkama sağlayacak şekilde doldurulması aşamalarını kapsar (1). Özellikle kök kanallarının genişletilerek şekillendirilmesi, endodontik tedavinin başarısına etki eden en önemli aşamalardan birisidir. Hülsmann ve ark. (2), mekanik preparasyon ile elde edilmek istenen hedefleri aşağıdaki şekilde özetlemişlerdir:

1. Kanal içindeki vital ve nekrotik dokuları uzaklaştırmak.
2. İrrigasyon ve medikasyon için yeterli alan yaratmak.
3. Apikal kanal anatomisinin lokalizasyonu ve bütünlüğünü korumak.
4. Kök kanal sistemi ve kök yapısına iyatrojenik hasar vermektan sakınmak.
5. Kanal doldurma işlemini kolaylaştırmak.
6. Periradiküler dokuların irritasyonu ve/veya enfeksiyonundan sakınmak.
7. Dişin, uzun dönem ağız içinde fonksiyonuna izin verecek yeterli miktarda kök kalınlığı bırakmak.

Değişik endodontik aletler ve yöntemler ile yapılan kök kanal preparasyonu, kanal içindeki vital veya nekrotik pulpa dokusunun mikroorganizmaları veya toksinleri ile diğer immünolojik faktörleri uzaklaştırmalıdır. Yapılan preparasyon sonunda kanalın en dar bölümünün apikal foramende olacak şekilde orijinal kanal eğimini değiştirmeden apikalden

koronale doğru gittikçe genişleyen konik bir formda şekillendirilmesi istenmektedir (3). Ancak güvenli bir biçimde bu uniform şekli hazırlayabilmek her zaman mümkün olmamaktadır. Kök kanal sisteminin içerdiği yan kanallar, aksesuar kanallar, kanal sistemindeki dallanmalar ve apikaldeki deltaların varlığı nedeniyle çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu Meyer (4) tarafından gösterilmiştir. Bu karmaşık anatomiye ek olarak dar ve eğri seyreden kanalların ideal şekilde hazırlanması neredeyse imkansız gibi görünmektedir. Özellikle bu tür kanalların preparasyonu esnasında apikal foramenin veya kanalın orijinal pozisyonundan başka bir pozisyona nakli (transportasyon), zip (kum saati şekli), dirsek, basamak oluşumu, kanalın düzleşmesi (çalışma boyu kaybı), perforasyonlar, kanal duvar kalınlığının aşırı zayıflatılması ve kanalda alet kırılması gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkabilmektedir (5,6). Endodontik başarısızlıkların nedenlerini inceleyen Mayo ve ark. (7) yaptıkları çalışmada, başarısızlıkların %58'den fazlasının, kök kanal sisteminin şekillendirme yetersizliğinden dolayı tam olarak doldurulamamasına bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Bu sorunları çözmek için çok sayıda preparasyon yöntemi geliştirilirken kanal aletlerinin geometrik yapıları ve üretim esaslarında çeşitli değişiklikler önerilmiş ve nikel-titanyum (NiTi) el aletleri piyasaya sürülmüştür. Özellikle dar ve eğimli kanallarda kullanılmak üzere geliştirilen NiTi esaslı endodontik el aletlerinin eğilme ve torsiyon (kırılma) gibi bazı fiziksel özellikleri ilk defa Walia ve ark. (8) tarafından incelenmiş ve düşük elastikiyet modülü nedeniyle paslanmaz çelik eğelerden 2-3 kat daha fazla elastik esnekliğe sahip oldukları gösterilmiştir. Daha sonra, bu materyalin sahip olduğu süperelastisite özelliği sayesinde redüksiyonlu anguldruvaya takılarak sabit bir hızda sürekli tam tur ile çalıştırılan döner alet sistemleri geliştirilmiştir. Değişken taper (sabit, artan, azalan), rake açısı (negatif, nötral veya pozitif), kesit geometrisi (üçgen, üçlü sarmal, asimetrik, S şekilli ve U-flüt dizaynı), uç konfigürasyonu (yuvarlak veya kesmeyen, kesen), bıçakların dizaynı (radyal alan olan-olmayanlar), helikal aç (kesici kenar ile eğin uzun aksı arasındaki aç) ve pitch adımı (kesici yüzeyler arası mesafe) gibi özellikler kullanılarak çok sayıda değişik döner alet sistemi üretilmiştir. Kanal aletinin yapısındaki bu değişiklikler aletin kesme etkinliği, torsiyonel dayanıklılık, bükülebilirlik gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinde önemli farklılıklara neden olmuştur (9,10). Kök kanal preparasyonu yapılırken kanalların daha hızlı şekillendirilmesi, kanal geometrisinin mümkün olduğunca korunması ve hasta ve/veya hekimin daha az yorulmasını sağlaması nedeniyle NiTi döner aletlerin popülaritesi gün geçtikçe artmaktadır (11).

Kök kanalının eğimi korunarak şekillendirilmesi, kök kanal duvarlarının yeterince temizlenmesi ve güvenli yaklaşım, kök kanal preparasyonu için geliştirilen herhangi bir yöntemin veya aletin incelenmesinde kullanılan başlıca parametrelerdir (12). Günümüzde yaklaşık 25 farklı NiTi döner alet sistemi pazarlanmaktadır. Bununla birlikte, yaklaşık 20 yıldır kullanılan bu sistemler yukarıdaki parametreleri tam olarak sağlayabilmek için devamlı bir değişim süreci geçirmektedir. Bu değişim alanlarından biri de NiTi alaşımını daha dayanıklı ve daha etkili hale getirebilmek için alaşımın direkt kimyasal yapısı üzerine odaklanan çalışmalardır. Böylece yakın zamanda, döner aletlerin üretildiği ilk jenerasyon olan 55-nitinol'den daha esnek, döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli ve daha iyi kesme etkinliği gösterdiği öne sürülen M-wire NiTi materyali üretilmiştir. Bu materyalden imal edilen ilk döner alet sistemi GT Series X (Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, USA) olmuştur (13). NiTi döner aletlerin üretimindeki diğer bir değişiklik R-fazı ısı uygulaması ve metal çubuğun bükülmesi vasıtasıyla plastik deformasyon ile üretilen TwistedFile (SybronEndo Orange, CA, USA) döner alet sistemidir. Bu sisteme ait aletlerin diğer sistemlerdeki aletlere göre daha esnek ve döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğu, özellikle eğri kanallarda kanalın merkezinde seyrettiği ve kanal transportasyonunu en aza indirdiği iddia edilmiştir (14). NiTi döner aletlerin üretiminde kullanılan bu yeni materyal ve yöntemler kök kanal preparasyonunun geliştirilmesine katkı sağlayabilir ancak bu yeni materyal ve yöntemleri karşılaştırmalı olarak inceleyen çalışma sayısı oldukça sınırlıdır.

Bu çalışmanın amacı, kanal eğimi 30° - 40° arasında ve eğim yarıçapı 4 - 9 mm arasında olan üst birinci büyük azı dişlerinin mezio-bukkal (MB) kanalları kullanılarak, farklı üretim teknolojilerine sahip olan GT Series X ve TwistedFile döner alet sistemlerinin geleneksel nitinolden direkt üretilen Revo-S (Micro Mega, Besançon, France), RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland), Mtwo (VDW, Munich, Germany) ve ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) döner alet sistemlerinin ve K-Flexofile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) paslanmaz çelik el eğelerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. İncelenecek parametreler bu sistemlerin preparasyon sonrası kanal eğimine etkileri ve kanalı temizleme yetenekleri olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Endodontik tedavi, enfekte kök kanal sistemini mikroorganizmalardan arındırmayı hedefleyen bir işlemdir. İdeal bir kök kanal tedavisinde; mineyi geçen, dentine invaze olan, pulpanın immün sistemine üstün gelen ve geriye kalan nekrotik dokuya yerleşerek kompleks kök kanal sistemini enfekte eden bakteriler uzaklaştırılmalıdır. Ayrıca bu bakterilerin ürünleri, konakladıkları canlı ve nekrotik dokular ile tükürük ürünleri ortamdaki uzaklaştırılmalı, kanallar orijinal eğimi korunarak apikale doğru daralan konik formda şekillendirilmeli ve bu şekildeki kök kanalı apikal ve lateral yönde tam olarak doldurulmalıdır (3, 15-17). Başarılı bir endodontik tedavinin, kök kanallarının ideal şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesine bağlı olduğu kabul edilmektedir (18-20). Özellikle dar, eğri veya oval şekilli kanallarda, yeterli miktarda temizleme ve şekillendirme yapmak oldukça zor olmasına rağmen, kök yapısını zayıflatmadan, bütün kanal duvarlarından mümkün olduğunca eşit miktarda dentin çıkartılmalı ve aynı zamanda antibakteriyel yıkama solüsyonları kullanılarak kanal dezenfeksiyonu sağlanmalıdır (21-24). Birçok araştırmacı, kemomekanik temizlik aşamasıyla kanal içindeki bakterilerin ve bunların yan ürünlerinin uzaklaştırılmasının, periradiküler hastalık riskini azalttığını ve/veya var olan hastalığın iyileşmesini sağladığını göstermişlerdir (25-28).

2.1.1. Kemomekanik Preparasyonun Teknik ve Biyolojik Hedefleri

Enfekte kök kanal sistemindeki bakterilerin eliminasyonunda, primer yöntem olan mekanik enstrumantasyon (29) kök kanalı ile sınırlandırılmalı, preparasyon esnasında kanal içerisindeki debris artıkları apikal foramenden periapikal dokulara itilmemelidir (3).

Kemomekanik preparasyon sırasında, enstrumantasyonla birlikte kullanılan irrigasyon solüsyonlarının kök kanal duvarlarına temas etmesi oldukça önemlidir (2, 3, 19, 20). Kemomekanik preparasyonun teknik açıdan amacı; yukarıdaki hedefleri sağlayabilecek ve sonrasında mümkün olduğunca yüksek kalitede bir kanal dolgusunun yerleştirilmesine imkan tanıyacak bir kök kanal şeklinin elde edilmesidir. Schilder (3), preparasyon sonrası oluşacak şeklin, kök kanalının orijinal formunu koruyarak, apikal foramenin yerini değiştirmeden apeksten giriş kavitesine doğru devamlı açısı artan huni formunda olması gerektiğini vurgulamıştır. Kemomekanik preparasyonun biyolojik hedefi ise kök kanalındaki mikroorganizmaları minimize etmektir.

2.2. Kök Kanal Preparasyonunun Gelişim Süreci

2.2.1. Kök Kanal El Aletleri

Lilley (30), endodontik enstrumantasyon için 18. yüzyılın sonuna kadar kullanılan aletleri şöyle sıralamıştır: ilkel el aletleri ve ekskavatörler, bazı demir koter enstrumanlar ve endodontik enstrumantasyonda kullanılan sadece çok ince ve esnek enstrumanlar. 1852 yılında ise Arthur'un kök kanallarının genişletilmesinde küçük eğeler kullandığı bildirilmiştir (31). Günümüzde kullanılmaya devam edilen Gates Glidden (GG) frezler 1885 yılında, ilk K-tipi eğe ise 1915 yılında tanıtılmıştır. Başlangıçta kök kanal aletleri karbon-çelikten üretilmekteydi; ancak kimyasallar (iyodin, klorin gibi) ve buhar sterilizasyonu belirgin korozyona sebep olduğu için paslanmaz çeliklerin kullanımı ile enstrumanların kalitesi önemli ölçüde artırılmıştır. Kanal aletlerinin standardizasyonu ilk olarak 1929 yılında Trebitsch ve sonrasında 1958 yılında Ingle tarafından önerilmesine rağmen International Standart Organization (ISO) spesifikasyonu 1974 yılında yayımlanabilmiştir.

Kök kanal preparasyonu için üretilen, her mm'de 0.02 mm'lik çap artışı gösteren (bu çap artışı için %2 taper (koniklik) terimi kullanılır) ISO standartlarına uygun paslanmaz çelik el aletleri ; "geleneksel paslanmaz çelik aletler" ve "fleksibıl paslanmaz çelik aletler" olmak üzere iki gruba ayrılır (32). Geleneksel paslanmaz çelik aletlerin en önemli örnekleri K-tipi eğe, Reamer ve Hedström eğedir. Diğer taraftan fleksibıl paslanmaz çelik aletlerinin en önemli örneklerinden olan Flexoreamer (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ve K-Flexofile (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) 1981 yılında, K-Flex eğe (Kerr Co., Romulus, Michigan,

USA) 1982 yılında, Flex-R eğesi (Union Broach, Emigsville, PA, USA) 1985 yılında ve Flexicut eğesi (VDW, Munich, Germany) 1989 yılında piyasaya sürülmüştür.

Tepel ve Schäfer (32), eğri kanalların enstrümantasyonunda geleneksel paslanmaz çelik eğeleri, titanyum-alüminyum alaşımlı eğeleri, NiTi alaşımlı eğeleri ve fleksibıl paslanmaz çelikten yapılmış eğeleri karşılaştırdıkları çalışmalarında; en iyi kanal şeklini modifiye uçlu fleksibıl paslanmaz çelik eğelerin oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, sertlikleri, kanal duvarında stres yaratmaları ve uzun bir kesici kısma sahip olmaları nedeniyle, paslanmaz çelik eğelerin kullanımındaki güvenlik sorununun tam olarak ortadan kaldırılamadığını bildirmişlerdir (33). Ayrıca, aşırı eğri kanalların genişletilmesinde boyutları arttıkça fleksibıl paslanmaz çelik eğelerin bile, kanal şeklinde istenmeyen değişikliklere yol açabileceğini bildirilmişlerdir (34, 35).

Paslanmaz çelik aletlerin yeterince esnek olmaması ve kırılma problemleri yeni materyal arayışına neden olmuştur (36). Civjan ve ark. (37), NiTi alaşımını endodontik alet yapımı için öneren ilk araştırmacılar. NiTi'den yapılan K-tipi eğelerin eğilme ve bükülme özelliklerini ilk kez Walia ve ark. (8) incelemişlerdir. Bu araştırmacılar, elastiklik modülünün düşük olması nedeniyle NiTi eğenin paslanmaz çelik eğeden 2-3 kat daha fleksibıl olduğunu ve yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. NiTi'nin torsiyonel kırılmaya karşı yüksek direnci nedeniyle, özellikle eğri kök kanalların preparasyonunda kullanılmasını önermişlerdir. Esposito ve Cunningham (38), NiTi el aletleri ile fleksibıl paslanmaz çelik eğeleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, ISO 30 numaralıdan büyük boyutlarda NiTi eğelerin üstün bir şekilde orijinal kanalı seyretme eğiliminde olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca NiTi aletlerin, orijinal kanal anatomisini korurken, perforasyon ve tehlikeli bölgelerin oluşma riskini azalttıklarını da göstermişlerdir (39). Buna karşın NiTi alaşımının kullanılmasıyla, fleksibilitesi artan endodontik aletlerin her zaman en iyi şekillendirme yeteneğine sahip oldukları sonucuna varılamayacağı da belirtilmiştir (40). Hatta, Glosson ve ark. (41) dar kanalların preparasyonunda paslanmaz çelik eğelerin tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. Bunun sebebini, NiTi eğelere ön eğim verilememesi ve küçük ebatlardaki eğelerin aşırı fleksibıl olmaları nedeniyle, kanal içindeki bazı engellerin aşılmasının zor olabileceğine bağlamışlardır.

2.2.2. Kök Kanal Preparasyon Yöntemleri

Kök kanal preparasyon yöntemleri, elle preparasyon, döner aletlerle preparasyon, sonik ve ultrasonik aletlerle preparasyon, lazer sistemlerle preparasyon ve enstrumansız preparasyon yöntemlerini kapsamaktadır. Bu yöntemler arasında klinik uygulamalarda en yaygın kullanımı olan ve kabul gören yöntemler: paslanmaz çelik ve NiTi kanal aletlerinin kullanıldığı el ile preparasyon yöntemleri ve son zamanlarda popüler olan farklı NiTi döner alet sistemleridir.

Eğimli kanalların orijinal kanal formuna uygun olarak simetrik bir şekilde şekillendirilmesini sağlamak için çok sayıda kök kanal şekillendirme yöntemi geliştirilmiştir. Bunlardan döner "reaming" hareketini esas alanlar: "step-back" yöntemi (42), "step-down" yöntemi (43), "basıncsız crown-down" yöntemi (44), "balanced force" yöntemi (45), "SW" yöntemi (46) ve "modified double-flared" yöntemidir (47). Ayrıca, "eğileme" hareketini temel alan "anticurvature-filing" yöntemi (48) ve "double-flared" yöntemi (49) gibi yöntemler de geliştirilmiştir. Bu farklı yöntemler, kök kanal preparasyonunun kalitesinin artmasına değişik derecelerde katkı sağlamışlardır (5).

Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan bu yöntemler, özellikle, eğimli kök kanallarını şekillendirmede kullanılan kanal aletlerinin paslanmaz çelik yapıda olmasından ve tasarımlarından kaynaklanan sorunlar nedeniyle, uzun çalışma süresi ve istenmeyen anatomik sapmalara engel olamamıştır (50-53).

2.2.3. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşan Prosedürel Hatalar

Genel olarak, dar ve eğri kanalların paslanmaz çelik eğeler ile şekillendirilmesi zaman alıp zor olmakla birlikte, teknik olarak apikal genişletmenin nispeten küçük boyutlu aletlerle bitirilmesi gerekmektedir (34). Paslanmaz çelik kanal aletleri eğri bir kanal içine yerleştirildiklerinde, kanal şekline uyum sağlasalar bile elastik hafızalarından dolayı düzleşme eğilimi gösterirler. Bu nedenle, paslanmaz çelik kanal aletleri küçük çaplarda göreceli bir fleksibilite gösterirken, özellikle ISO 25 numaralıdan daha büyük aletlerin fleksibilitelerinin gittikçe azaldığı bilinmektedir. Bu aletler, özellikle eğri şekilli kök kanallarının enstrumantasyonunun tüm aşamalarında eski durumlarına dönebilmek için kökün apikal kısmında eğimin dışına doğru, orta kısmında ise eğimin içine doğru bir basınç uygulayarak çeşitli şekillendirme hatalarına neden olmaktadır (18, 54, 55).

Kök kanallarını şekillendirme ve kök kanal sistemini temizleme aşamasında, arzulanan mekanik ve biyolojik hedefe ulaşmada başarısız olunması; transportasyon, apikal zip, dirsek, basamak oluşumu, perforasyonlar ve kanalın tıkanmasına bağlı çalışma boyu kaybı gibi prosedürel hatalara (özellikle eğri ve dar kök kanalının şekillendirilmesi esnasında) bağlanmaktadır (5, 22, 56-58). Bu prosedürel hataları kısaca açıklayacak olursak:

1. Transportasyon: Kök kanal duvarlarının sadece belirli bir kısmından dentin çıkarılmasıyla oluşur. Kökten alınan yatay kesitte kanal merkezinin yana doğru kaydığı görülür. Transportasyon isteğe bağlı olarak (kanalın koronal kısmını düzleştirmek için) oluşturulabilir veya el aletlerinin yanlış kullanımından dolayı bir iatrojenik hata olarak meydana gelebilir. "İnternal transportasyon", kanal sisteminin kök içindeki hareketini tanımlamak için kullanılır. "Eksternal transportasyon", kanalın aşırı preparasyonuna bağlı olarak foramenin genişletilmesi veya yerinin değiştirilmesi durumunu tanımlar. Sıklıkla foramen "gözyaşı damlası" şeklini alır (59).

2. Apeks'te kum saati oluşumu (zipping veya elliptikasyon): Normalde eğri olan bir kanalın özellikle apikal uçluda düzleştirilmesiyle oluşan düzensiz geniş bir alandır. Başlıca nedenleri, eğri kanalın büyük çaplı ve sert aletlerle genişletilmesi, eğerlere mümkün olduğunca kanalın orijinal şekline göre ön eğim verilmemesi ve eğri kanalda aletin rotasyon hareketi ile kullanılmasıdır (60).

3. Dirsek: Eğri bir kanalda düz veya ön eğim verilmiş aletin rotasyon hareketi ile kullanılmasıyla, apikalde oluşan düzensiz geniş alanın (zipping) hemen koronalinde ortaya çıkan iyatrojenik defekti tanımlar. Kanalın apikal kısmında bir kum saati şekli meydana getirilmiş, böylelikle apikal foramen kök kanalının en dar yeri olmaktan çıkarılmış ve şekillendirilen bu yeni yer, kanalın en dar kısmı olmuştur. Bu nedenle bu tür vakaların çoğunda, kök kanal dolgusu ancak dirsekte sonlandırılabilir ve daha apikalde kalan zip bölgesi ne tam olarak temizlenebilir, ne de apikalde optimum bir tıkaç sağlayacak şekilde doldurulabilir (60, 61).

4. Perforasyon: Endodontik tedavinin başarısız olmasına neden olan önemli faktörlerden birinin, iyatrojenik perforasyonlar olduğu bildirilmiştir (62, 63). İyatrojenik perforasyonlar bulundukları yere göre sınıflandırılabilir (furkasyon perforasyonları, lateral kanal perforasyonları ve apikal perforasyonlar). Lateral kanal perforasyonları sıklıkla ileri

derecedeki basamak oluşumları ve eğri köklerin "stripping"i ile ilişkilidir ve koronal ve orta üçlüdeki perforasyonları içerir. "Stripping", kök içinde, özellikle ince duvara gelen taraf boyunca, gerekenden fazla eğeleme yapılması nedeniyle oluşan lateral perforasyondur. Genellikle alt ve üst birinci azı dişlerinin mezyal köklerinin furkasyona bakan duvarlarında oluşur (58).

5. Kanalın tıkanması: Dentin ve doku artıklarının sıkıca apikal bölgeye doğru itilerek bu yığınının adeta sert bir kütle yapısına bürünmesi (64) veya alet kırılması nedeniyle apikal bitim noktasına ulaşımın engellenmesidir (58).

Bu şekil bozukluklarının meydana gelme zamanı ve teşhis edilmeleri, vakanın prognozunu önemli derecede etkilemektedir. Bu prosedürel hatalar, kanal şekillendirmesi ve temizlemesinin son basamağında meydana gelmişse veya üzerinde işlem yapılan diş vital pulpalı bir dişse, prognoz daha iyi olabileceği bildirilmiştir (65).

Endodontik tedavinin başarı oranını düşürebilecek olan bu preparasyon hatalarının ortaya çıkma nedenleri şöyle özetlenebilir (5, 15, 16, 66):

- Hatalı giriş kavitesi açılması nedeniyle apikal bölgeye direkt ulaşım sağlanamaması
- Çalışma boyunun yanlış belirlenmesi
- Eğri kanallarda düz enstrümanların kullanılması
- Eğri kanalda, kanal eğelerinin tam tur rotasyon hareketi ile kullanılması
- Esnekliği yetersiz olan kanal eğelerinin kullanılması
- 16 mm kesici gövdeye sahip kanal eğelerinin kullanılması
- Keskin uçlu kanal eğeleri ile preparasyon yapılması
- Kanal boyutundan daha büyük kanal eğesinin çalışma boyuna ulaşmaya zorlanması.

2.2.3.1. Kök Kanal Eğiminin Prosedürel Hatalar Üzerindeki Rolü

Kök kanallarının büyük bir oranı değişik derecelerde eğime sahip olmalarına rağmen, kök kanal şekillendirmesinde kullanılan aletler düz şekillidir. Bununla beraber, yukarıda bahsedilen prosedürel hatalar incelendiğinde, dikkat çeken esas nokta, kök kanalının eğiminin

olduğu yerde kanal eğesinin eğeleme esnasında eğimin dışına doğru basınç uygulayarak transportasyon yapma eğiliminde olmasıdır (65). Ayrıca kök kanallarının sahip olduğu eğim açısı arttıkça enstrumantasyon sırasında kanala yerleştirilen kanal aleti üzerinde aşırı kuvvet birikimi olacağı ileri sürülmüştür (67). Pruett ve ark. (68), kanal aletinin eğimin dış duvarına temas eden kısmında gerilme, eğimin iç duvarına bakan kısmında ise sıkıştırma tipi kuvvetlerin etkili olduğunu bildirmiştir.

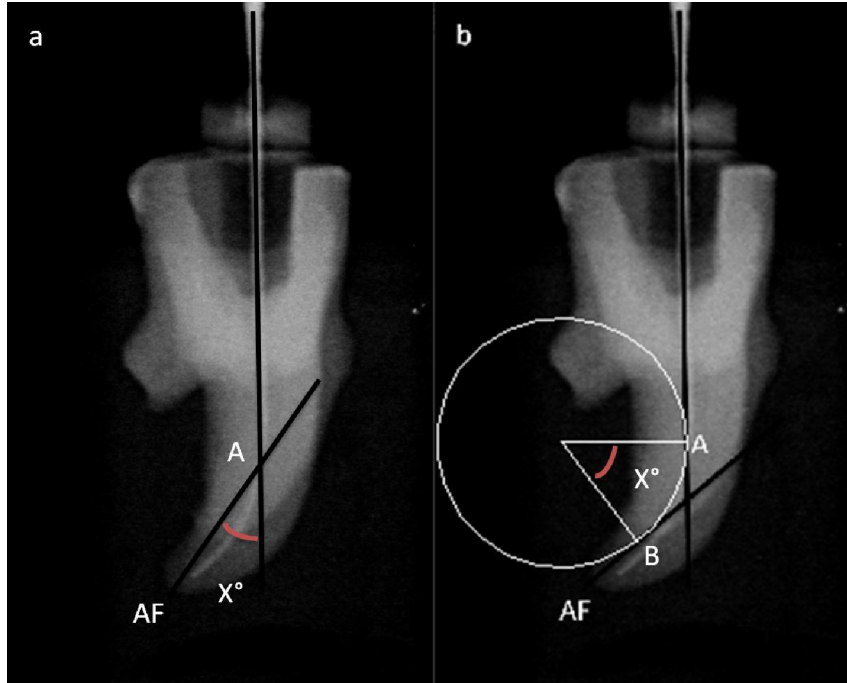
Kök kanal eğimini hesaplamak için kullanılan yöntemleri Sonntag ve ark. (69) şu şekilde sınıflandırmıştır:

- I. Kanal eğimini belirlemede açı ölçümünün kullanılması
 - a) Schneider (70)
 - b) Cunningham ve Senia (71)
 - c) Berbert ve Nishiyama (72)
 - d) Luiten ve ark. (73)
 - e) Pettiette ve ark. (74)
- II. Kanal eğimini belirlemede açı ve yarıçap ölçümünün birlikte kullanılması
 - a) Pruett ve ark. (68)
 - b) Schafer ve ark. (75)
- III. Bilgisayar yardımıyla kanal eğiminin belirlenmesi
 - a) Dobo-Nagy ve ark. (76)
- IV. Üç boyutlu görüntüleme ile kanal eğiminin belirlenmesi
 - a) Dobo-Nagy ve ark. (77)
- V. Microcomputed tomografi yardımıyla kanal eğiminin belirlenmesi
 - a) Nielsen ve ark. (78)
 - b) Peters ve ark. (24).

Bununla birlikte, literatürde en sık Schneider (70) tarafından tanımlanan yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemde, ilk olarak radyografik görüntü üzerinde, kök kanalının koronal üçlünün uzun aksına paralel olarak bir doğru çizilir. Hemen ardından, apikal foramenden ilk doğrunun, kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya ikinci bir doğru çizilir ve bu iki doğru arasında oluşan iç açı eğim açısı olarak tanımlanır (Şekil 1a). Schneider (70) eğrilik kriterlerine göre kök kanallarını, kolay, orta ve zor kanallar olmak üzere üç ayrı sınıfa ayırmıştır:

- 1) Kolay kanallar: Düz ya da 5° 'den az açığa sahip olan kanallar.
- 2) Orta zorluktaki kanallar: $10 - 25^\circ$ arası açığa sahip olan kanallar.
- 3) Zor kanallar: 25° 'den daha büyük açığa sahip olan kanallar.

Pruett ve ark. (68) bu yöntemin eksikliği olarak, aynı eğim açısına sahip birden fazla kanalın farklı yarıçaplar ve ani eğrilikler gösterebileceğini bildirmişlerdir. Bu yöntem, eğimi geometrik olarak doğru tarif etmeye izin veren ilk yöntemdir. Bu yöntemde, kanalın koronal kısmının merkez aksından geçen bir doğru çizilir. Ardından, kanalın apikal kısmının merkez aksından geçen ikinci bir doğru çizilir. Birinci doğru üzerinde kanal eğiminin başladığı yerdeki noktaya (A noktası) ve ikinci doğru üzerinde kanal eğiminin bittiği yerdeki noktaya (B noktası) çizilen dik doğruların kesiştiği nokta “hipotetik çemberin” merkezini oluşturur (Şekil 1b). Yapılan çalışmalarda bu çemberin çapı küçüldükçe enstrumantasyona bağlı komplikasyonların arttığı ortaya konulmuştur (68, 79-81). Fakat hem Schneider yöntemi hem de Pruett ve ark.nın yöntemi sadece 2 boyutlu ölçümler sunmaktadır.



Şekil 1. a) Schneider (70) yöntemine göre eğim açısının tespiti; b) Pruett ve ark.'nın (68) yöntemine göre eğim açısının tespiti ve “hipotetik” çemberin çizimi (A: kanal eğiminin başladığı nokta; B: kanal eğiminin bittiği nokta; X: eğim açısı ve AF: Foramen apikale) (69).

Son yıllarda üç boyutlu görüntüleme elemanlarından mikrocomputed tomografinin (mikro-BT) endodontide boy göstermesiyle birlikte, kök kanal sisteminin tüm detaylarına neredeyse ulaşılabilmiştir. Peters ve ark.'nın (82, 83) ve Hübscher ve ark.'nın (84) yapmış olduğu morfolojik çalışmalarda kök kanal anatomisinin karmaşıklığı tüm çıplaklığıyla göz önüne serilmiş olup, kanal kesitindeki varyasyonlar, kanal içi düzensizlikler ve bunlara eşlik eden eğim çeşitliliği daha önce detaylıca anlatılan prosedürel hataları adeta kaçınılmaz kılmaktadır. Ayrıca eğim keskinleştikçe, şekillendirme esnasında asimetric olarak dentin tıraşlanmakta ve kanalın orijinal ekseninden değişik derecelerde sapmalara neden olmaktadır (48, 83, 85-87). Özellikle bu tip kanallara tam uyum sağlayacak ve yapıları nedeniyle komplikasyona neden olmayacak alaşımlardan imal edilmiş ve bu alaşımın kusursuz hizmet etmesini sağlayacak tasarıma sahip kanal aletleri arayışı hala devam etmektedir. Elle preparasyonda kullanılan karbon çelik ile başlayıp, 1960'lı yıllardan sonra paslanmaz çelik ile devam eden kanal aletleri gelişim süreci daha fazla esneklik, rotasyon ve kıvrılma hareketlerine karşı çok daha yüksek kırılma direnci ve çok daha etkin ve hızlı kesme özelliği gösteren NiTi döner aletlerin üretilmesine yol açmıştır (2, 88, 89).

2.2.4. Düşük Devirli Motorlarla Çalışan NiTi Döner Aletler

Döner aletlerle yapılan kök kanal preparasyon konsepti, son 20 yılda NiTi kanal aletlerinin olumlu özelliklerini de arkasına alarak geliştirilmiş ve kök kanalı şekillendirmesinde yeni bir kavram olarak "düşük devirli motorlarla çalışan NiTi esaslı döner aletler" gündeme gelmiştir.

2.2.4.1. Endodontik Başlıklar

Yaklaşık 100 yıldan fazla bir süre önce tedavi zamanını kısaltmak, preparasyon işlemlerini basitleştirmek ve etkinliklerini artırmak amacıyla ilk endodontik başlık geliştirilmiştir. Rollins, bu anguldruvada tirnerf benzeri kanal aletlerini, 100 devir/dakika gibi düşük bir hızda 360° döndürerek kullanmış; böylece, kanal aletlerinden ince olanlarının kırılmasını önlemeye çalışmıştır. 1928 yılında W&H (Bürmoos, Avusturya) firması tarafından eğeye kombine tam tur dönme ve dikey hareket verebilen bir başlık geliştirilmiştir. Aynı firma 1958'de dikey hareketle çalışan Racer başlığı, MicroMega (MicroMega, Besançon, Fransa) firması ise resiprokal 90° hareketle çalışan Giromatic'i 1964 yılında kullanıma sunmuştur. Daha sonra Endolift (Kerr, Karlsruhe, Almanya) gibi dikey ve 90° dönme

hareketlerini kombine eden endodontik başlıklar piyasaya sürülmüştür (2). 1984 yılında Guy Levy tarafından tanıtılan Canal Finder System (Marseille, Fransa) ile döner başlıklarda yeni bir çağ açılmıştır; çünkü bu başlık kısmen fleksibil hareket yapmaktaydı. Bu işlev sırasında, dikey eğe hareketinin amplitüdü, dönme hızına ve kanal içindeki eğenin direncine bağlıdır ve artan dirençle birlikte 90°'lik rotasyonel harekete dönüşür (2). Paslanmaz çelik eğelerle kullanılan çok sayıda başlık sistemi geliştirilmesine rağmen laboratuvar çalışmalarının sonuçları umulduğu gibi çıkmamıştır ve bu aletlerin pek çoğu rutin kullanım için tavsiye edilmemiştir (36, 53, 81). Aslında, bu çalışmalarda kullanılan kök kanal aletlerinin hepsi aynı şekilde paslanmaz çelikten yapıldığı için bu başarısızlık başlığın kendi mekanik hareketinden ziyade, paslanmaz çelik aletlerle ilgili düşük esnekliğe bağlanmıştır (81). Bu sistemlerin eksiklikleri, (i) sadece kusursuz düzlükte kanallarda kullanılma zorunluluğu, (ii) limitler ötesine kolaylıkla ulaşabildiğinden yüksek oranlı perforasyon oluşturma ihtimali, (iii) genellikle debris iyi temizleyememeleri, (iv) görünür bir biçimde düzleşme ve eğri kanallarda basamak oluşturma eğiliminde olmaları ve (v) özellikle aletlerin aşağı-yukarı hareketle kullanıldıklarında, debris apikal yönde itmeleri şeklindedir (16). Bu olumsuzlukları elimine etmek için NiTi esaslı döner aletler piyasaya sürülmüştür.

Svec (90), NiTi döner aletlerin kullanılması için geliştirilen endodontik başlıkları üç gruba ayırmıştır:

a) Tam tur döner başlık: Tam tur bir başlık ile enstrumantasyon düz bir hatta delme veya yan kesme ile yapılır. Bu başlık tiplerine takılan yuvarlak veya taperlı frezler, koronal girişi kanal ağzlarına bağlamak için kullanılırken özel reamerlar daha kolay giriş için kanal ağzlarını huni şeklinde ortaya çıkarmakta, yavaş dönüşlü NiTi reamer tip enstrumanlar ise kanalları şekillendirmede ve temizlemede ve dişin final restorasyonu için post boşluğu hazırlamada kullanılırlar. Bu enstrumanların bazıları (paslanmaz çelikten yapılanlar) kolayca bükülemediğinden ve düz kanallarda kullanılmaları gerektiğinden, sıklıkla limitlerinin zorlanmasından dolayı perforasyonlara veya kırıklara yol açarlar.

Bu problemler için çözüm yollarından biri daha yavaş dönen bir başlık kullanmaktır. Medidenta/Micro Mega MM 324 düşük hızlı başlık (Medidenta/Micro Mega, Woodside, NY), Aseptico Elektrik Motorlu başlık (Aseptico Int., Woodinville, WA), Quantec ETM elektrikli tork kontrollü motor başlığı (SybronEndo, Irving, CA) ve Moyco/Union Broach Sprint EDM Elektronik Dijital Motor başlığı (Miller Dental) gibi elektrikli motor başlıkları

kanal preparasyonunda kullanılmıştır. Sadece hız kontrolünü değil, tork kontrolünü de bünyesinde barındıran elektrikli başlıklarda hız ve tork istenildiği gibi ayarlanabilir, tork limiti aşıldığında hız kesilir ve daha sonra alet ters yönde dönmeye başlar. Bu motorlardan bazıları Aseptico ITR Motorlu başlık (Aseptico Int.), Nouvag TCM ENDO motor (Nouvag, İsviçre), Endo-Pro Electric (Medidenta/Micro Mega) ve proTorq motorlu başlıktır (Micro Motors Inc., Santa Ana, CA). Ayrıca Morita Tri Auto-ZX (J. Morita USA Inc., Irvine, CA) kablosuz, bataryayla çalışan, endodontik düşük hızlı (280 devir/dakika) ve üzerinde apeks bulucu barındıran bir başlıktır. Elektrikli mikromotorlar Avrupa’da popülerken, havayla çalışanlar Amerika Birleşik Devletleri’nde (ABD) daha sıkça kullanılmaktadır (90).

b) “Reciprocating” başlık: En sık kullanılan yassı düzlemli reciprocating başlık, Giromatic’tir (Medidenta/Micro Mega). Bu alet çeyrek tur hareketini dakikada 3000 defa olacak şekilde yapar. Kerr firması M4 Safety başlığı sunmuştur (SybronEndo, Irving, CA) ve bu başlık 30 derecelik reciprocating harekete sahiptir. Kerr firması, ürettikleri Safety Headström eğesinin M4 başlıkla kullanılabileceğini tavsiye etmiştir. Micro Mega firması, Rispi Sonic ve Triocut enstrumanların Giromatic başlıkla kullanılmasını tavsiye etmektedir. Endo-Gripper (Moyco/Union broach) benzer bir başlıktır ve 10:1 hız azaltma oranı ve 45 derece dönme hareketi göstermektedir. Kerr M4 aygıtında olduğu gibi Endo-gripper’de anguldurvaya takılan aletler yerine manuel kanal eğeleri ile kullanılmaktadır; Union Broach firması ise Flex R ve Onyx R eğelerinin kullanılmasını tavsiye etmektedir (90).

c) “Vertical” vuruş yapan başlık: Hava veya elektrikle çalışabilmekte ve 0.3 ile 1 mm arasında dikey vuruşlar yapabilmektedir. Enstruman, kanalda ne kadar serbest hareket ederse o kadar uzun bir vuruş meydana gelir. Enstruman, dar bir kanalda sıkışmaya başladığında bu başlık, vertikal hareket ile birlikte çeyrek turlu reciprocating hareketini de gerçekleştirir. Eğer kanal çok darsa hareket sonlandırılır ve operatör daha küçük ebatlı bir eğeye döner. Bu gruba örnek olarak verilebilecek Canal Finder Sistem, H tipi eğenin bir varyasyonu olan A tipi eğe ile kullanılır (90). 2010 yılında tanıtılan “Self Adjusting File” sistemi de aynı anda irrigasyonla birlikte vertikal vuruş hareketini yapmaktadır (91).

Yakın zamanda “oscillating” aksiyonla çalışan ve oval kesitli kanalları daha uygun prepare ettiği iddia edilen bir başlık olan EndoEZE (EndoEZE AET, Ultradent, South Jordan, UT) tanıtılmıştır. Bu yöntem, orijinal konfigürasyonunun aksine eğri kanallarda iyi performans gösterememiştir (92); fakat bu başlık, eğe tipi ve alet sekansı güncellenerek döner preparasyonun tek başına uygun olmadığı vakalarda ek bir yöntem olmayı başarmıştır (93).

2.2.4.2. NiTi Alaşımdan Üretilen Döner Aletler

Yeni jenerasyon endodontik aletlerin üretiminde, artmış esneklik ve şekil hafızasından dolayı NiTi alaşımı kullanılmaktadır. Kanal preparasyonlarının kanalın orijinal formuna sadık kalması ve eğenin kanaldan sapma riskinin azaltılması, NiTi'nin süperelastik bir alaşım olmasına bağlanmaktadır. NiTi alaşımı sayesinde konikliği artmış şekilde üretilen eğeler vasıtasıyla daha açılı bir kanal şekillendirilerek kanalların etkili bir şekilde yıkanması ve daha sonra kanal dolgu maddesinin sıkı bir şekilde adaptasyonunun sağlanması önemli bir avantajdır (89).

2.2.4.2.1. NiTi Alaşımın Yapısı

NiTi alaşımlar ilk olarak 1962 yılında W.F.Buehler tarafından geliştirilmiş ve marka ismi nitinol (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) olarak ticarileştirilmiştir(9). NiTi, diğer en çok bilinen şekil hafızalı alaşımlar olan bakır-alüminyum-nikel, bakır-çinko-alüminyum ve demir-manganez-silikon alaşımlardan daha kullanışlı şekil hafızalı alaşım (SHA) olarak değerlendirilir (94). Deformasyona uğratıldığında, uygulanan sıcaklık ve gerilmelere bağlı olarak daha önceki şekil veya boyutuna geri dönebilme özelliği gösteren metalik malzemeler, SHA'lar olarak adlandırılır (95). Şekil hafızası ve süperelastik özellik SHA'ların en önemli iki termomekanik özelliğidir. Bu iki eşsiz özelliği bünyesinde barındıran alaşımın imalatı ve işlenmesi zor olduğu kadar pahalıdır.

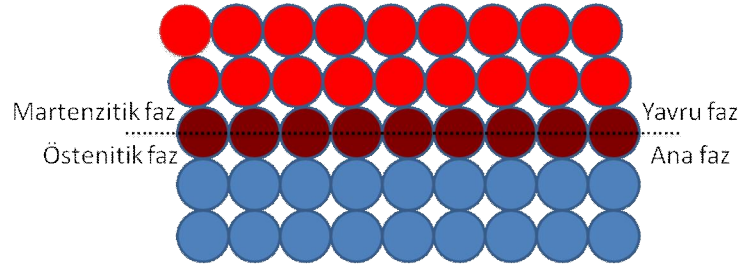
SHA'ların temel karakteristiği, alaşıma giren elementlerin oranlarıyla belirlenebilen bir dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında farklı iki şekil ve kristal yapısına sahip olabilmeleridir. Bu belirlenebilen sıcaklığın üzerindeki sıcaklıklarda östenitik yapı (ana faz), altındaki sıcaklıklarda ise martenzitik yapı (yavru faz) elde edilir. NiTi alaşım martenzitik yapıdayken deformasyona uğradıktan sonra dönüşüm sıcaklığı üzerine ısıtıldığında ilk şekline geri döner. Bu şekil hafıza özelliği, çift yönlü şekil hafıza davranışı olarak tanımlanır (96, 97). SHA'ların sahip oldukları bu sıradışı şekil değiştirme özelliğini anlayabilmek için öncelikle şekil hafıza özelliğinin yani termoelastik martenzitik faz dönüşümlerinin anlaşılması gereklidir.

Faz, termodinamik bir denge hali olup katıların belirli durumlarda bazı termodinamik şartları sağlaması demektir. Maddenin atom ve molekülleri toplamı termodinamik sistemi oluşturur. Böyle bir sistem, çevreden yalıtılarak kendi iç şartları içinde yeteri kadar

bekletilirse kararlı bir hale gelir, bu duruma denge hali denir. Denge halindeki iki sistem kendi içlerinde homojen olmakla birlikte, bu iki sistem bir arada bulunduğu zaman heterojendirler. Heterojen bir sistem, homojen kısımlara ayrılabilirse böyle gruplara “sistemin fazları” denir. Fazların meydana gelmesinde ve dönüşümünde rol alan temel etkenler sıcaklık ve basınçtır. Bu parametreler değiştiğinde farklı fazlar meydana gelebilir. Faz dönüşümü, herhangi bir dış etkiyle maddenin yapısında oluşan değişikliklerdir. Böyle bir etki sonucunda denge bozularak atomlar yeni bir denge konumuna geçebilir. Böylece, ilk konumdaki fazın atomları değişik biçimde dizilerek eski fazdan farklı olarak yeni bir atom düzeni oluştururlar. NiTi alaşımlarda meydana gelen östenit-martenzit (yapısal geçişler) geçişi, faz dönüşüm türlerindendir (96, 98, 99).

Yüksek sıcaklıklarda belli bir kristal yapıda bulunan numunenin sıcaklık, basınç, zorlama veya bunların kombinasyonlarının uygulanmasıyla daha düşük serbest enerjili bir kristal yapıyı tercih etmesiyle meydana gelen faz dönüşümleri, atomların dönüşüm esnasındaki hareketlerine bağlı olarak iki grupta tanımlanabilir. Herhangi bir metal ya da alaşımın atomları fiziksel bir etkiyle sistem içinde gelişigüzel yer değiştiriyorlarsa bu dönüşüm “difüzyonlu faz dönüşümleri” olarak adlandırılırken diğer taraftan atomlar komşulukları değişmeden sadece kristal yapı değişiyorsa bu tür dönüşümlere de “difüzyonsuz faz değişimleri” (askeri dönüşümler) denir. Difüzyonsuz faz değişimleri, termoelastik ve termoelastik olmayan martenzitik dönüşüm olmak üzere iki gruba ayrılabilir (96, 98, 100, 101).

ŞHA’lardan olan NiTi’de meydana gelen termoelastik martenzitik dönüşümlerde sadece orijinal kristal yapı ve yönelimi eski halini almakla kalmayıp mikroyapı da eski halini hatırlar. Alaşımda sıcaklığın azaltılması ile martenzit plakaları oluşur ve genişlemeye başlar, soğutma işleminin devam etmesiyle bu plakalar birbirlerine ya da tane sınırına ulaşıncaya kadar büyümeye devam ederler. Diğer taraftan sıcaklık arttırıldığında ise martenzitik oluşumlar büyüme yönünün tam tersi yönünde büzülerek ana faza geri dönerler. Bu alaşımlarda yüksek sıcaklıkta östenit faz kararlı haldeyken düşük sıcaklıkta farklı bir kristal yapıya sahip martenzit faz kararlı hale geçer (98).



Şekil 2. Martenzitik faz değişiminin iki boyutlu gösterimi (98).

ŞHA'ların faz dönüşüm sıcaklığının tespitine yönelik farklı uygulamalar bulunmaktadır. Bunlar içerisinde martenzit ve östenit dönüşüm sıcaklıklarının tespitinde en hassas sonuçların elde edilmesini sağlayan yöntem Diferansiyel Tarama Kalorimetre (DSC) cihazının kullanıldığı analizdir. Bu alet ölçüm değerini entalpi cinsinden verir. Entalpi, kimyasal bir tepkime oluşurken meydana gelen enerji değişimini ifade eder (100).

Entalpi = ürünün enerjisi - girenlerin enerjisi

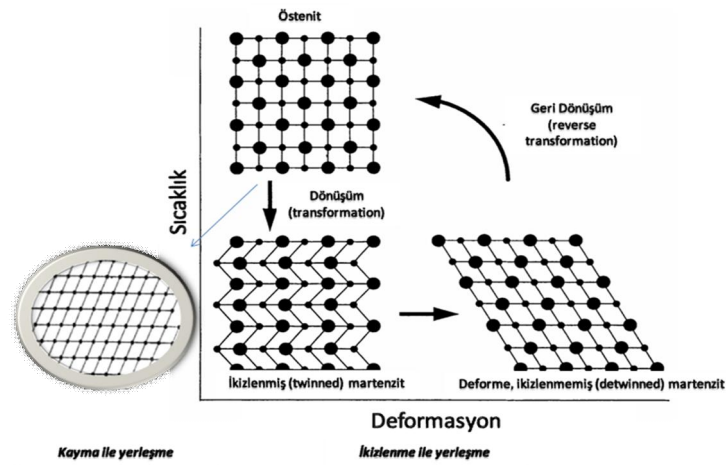
Öncelikle dönüşüm entalpileri en iyi şekilde tanımlanan standart referans malzeme ile cihazın enerji ölçeği kalibre edilir. Daha sonra analizi yapılacak alaşımdan alınan küçük bir numune belli sıcaklık aralıklarına ısıtılıp soğutulur, gösterdiği ekzotermik ve endotermik davranışların incelenmesi ile faz dönüşüm sıcaklıkları tespit edilir (98, 100, 102).

Faz dönüşümünün oluşturduğu çevrim olan martenzit fazdan ana faza geçiş ve ana fazdan martenzitik faza geçiş bir histeriz gösterecek şekilde farklı sıcaklıklarda oluşur. Faz dönüşümlerinde ısıtma ve soğutma hallerinde, dönüşüm sıcaklıkları arasındaki fark histeriz diye adlandırılır (9). NiTi alaşımında, histeriz genellikle ısıtmada östenit dönüşümün % 50'si, soğutmayla martenzit dönüşümün % 50'si gerçekleşinceye kadar olan kısımdaki sıcaklık farkı olarak temsil edilir. Bu fark 20-30 °C kadar olabilir (103). Bu sıcaklık farkı dikkate alındığında, ısıtmaya bağlı olarak vücut sıcaklığı ($A_f < 37$ °C) ile tamamen martenzite dönüştürülebilmesi için tasarlanan bir alaşımın tam olarak martenzite geri dönüşmesi için yaklaşık + 5 °C'ye kadar soğutulması gerektiği anlaşılır. Dolayısıyla, bu gibi tasarımlarda histerizin dikkate alınması, tasarımın başarısı için şarttır (104). Her alaşımın gösterdiği histeriz farklıdır. Bu histeriz üzerinde kristal yapı termodinamik dengededir (98).

Faz transformasyon ısılarından bazıları önemlidir: As, östenitik transformasyon için başlama ısı; Af, östenitik transformasyonun bittiği ısı; Ms, martenzit transformasyon için başlama ısı; Mf, martenzit transformasyonun bittiği ısı. R fazı için Rs ve Rf ısıları benzer şekilde tanımlanmaktadır.

ŞHA'ların en önemli örneklerinden olan NiTi'den imal edilmiş ortodontik tel veya endodontik enstrüman yeterince düşük bir ısıya kadar soğutulursa, tamamen martenziti içerecektir. Daha fazla ısıtılırsa, martenzit Rs ısısında R fazına transforme olmaya başlar ve transformasyon Rf ısısında biter. Isı daha da artırılırsa, R fazı As ısısında östenite transforme olmaya başlar ve Af ısısında transformasyon biter. Diğer taraftan, NiTi ortodontik tel veya endodontik enstrüman Af ısısının üstüne kadar çıkarılırsa tamamen östenite dönecektir. Daha sonra, yeterince soğutulursa alaşım östenitten Rs ısısında R fazına transforme olur ve Rf ısısında transformasyon biter. Daha da soğutulursa R fazı martenzite Ms ısısında transforme olur ve Mf ısısında transformasyon biter (105).

Martenzitik faz dönüşümü, çelikler gibi diğer bazı alaşımlarda da elde edilmesine rağmen dönüşüm karakteristiği şekil hafızalı alaşımlarda görülen mekanizmadan farklıdır. Termoelastik davranış göstermeyen bu dönüşüm, çeliklerde genellikle yüzey sertleştirme işlemlerinde kullanılır (9). Kayma mekanizması ile birlikte oluşan bu martenzitik yapının önceki haline geri dönüşümü olanaksızdır. Fakat ikizlenme ile oluşan ve termoelastik martenzitik dönüşüm gösteren yapının önceki haline dönüşümü mümkündür (Şekil 2) (9).



Şekil 2. İkizlenme ve kayma ile yerleşme (9).

NiTi alaşımlarının temel karakteristiği, kritik dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında iki farklı şekil veya kristal yapısına sahip olmasıdır (106). Bununla birlikte, bu alaşımlarda ikisi temel olmak üzere üç NiTi faz vardır (107). Östenitik NiTi, karmaşık bir gövde merkezli kübik yapıya sahiptir ve yüksek sıcaklıklarda ve düşük streslerde ortaya çıkarken, martenzitik NiTi, “monoclinic” (birbirine eşit olmayan üç ayrıtı bulunan kristal oluşum) olarak tarif edilen karmaşık bir yapıya sahiptir ve düşük sıcaklıklar ve yüksek streslerde meydana gelir. R-fazı ise ara bir fazdır ve ısıtma ile martenzitten östenite hızlandırılmış transformasyon ve soğutma ile östenitten martenzite ters transformasyon esnasında oluşan rhombohedral bir yapıdır. R-fazı son derece küçük histeriz sıcaklığına (2-5 C°) sahiptir (108). Östenitik fazdan martenzitik faza geçiş üç yolla olur ve bunlardan ikisinde R-fazı gözlenir:

- (i) Direkt dönüşüm: İleri veya ters dönüşümde R-fazı asla gözlenmez (107, 108).
- (ii) Simetrik R-fazı dönüşümü: Hem ısıtma hem de soğutma esnasında R-fazı gözlenir. Soğutma ve ısıtma işlemi sırasında ikişer pik meydana geldiği gösterilmiştir. Ayrıca, östenit-R fazı dönüşümünün küçük aralıklı histerizine bağlı olarak ısıtma esnasında meydana gelen pikler mümkün olduğunca birbirine daha yakın seyretmektedir (107, 108).
- (iii) Asimetrik R-fazı dönüşümü: Uzak ara en sık rastlanan dönüşüm rotasıdır. Östenit-martenzit dönüşümünün geniş histeriz aralığı nedeniyle sadece soğutma işlemi sırasında gözlenir. R-fazı östenitik fazdan daha kararlı olmadığından hızlıca östenite geçiş meydana gelir (107, 108).

R-fazının oluşması NiTi alaşımında dislokasyonlar ve çökeltilerin varlığı nedeniyle tercih edilmektedir (109). NiTi ortodontik teller ve endodontik enstrümanlarda doyurucu yoğunlukta dislokasyonlar umulmaktadır; çünkü alaşım, üretim prosesleri esnasında önemli daimi deformasyon göstermektedir (9).

Nitinol kritik transformasyon ısı aralığına kadar soğutulduğunda önemli bir karakteristiği ortaya çıkar; elektron bağlantılarında oluşan değişiklikler sonucunda, elastiklik modülü (sertlik), yield strength (akma dayanımı) ve elektrik direncinde çarpıcı değişiklikler meydana gelir. Alaşım, normal şartlarda östenitik kristal fazda bulunur. Sabit bir sıcaklıkta, dışarıdan uygulanan kuvvetler östenitik fazı martenzitik yapıya dönüştürür. Kuvvet ortadan kalkınca materyal yine östenitik faza yani, orijinal şekline döner. Yukarıda daha ayrıntılı anlatıldığı üzere, şekil hafızalı alaşımlardaki etki, östenit ve martenzit olarak bilinen iki yapı

arasındaki katı-katı faz transformasyonunun bir sonucudur (100). Difüzyonsuz gerçekleşen bu dönüşümde atomların yer değiştirme miktarı çok büyük olmamasına rağmen, hepsinin birden hacimsel yönde aynı doğrultuda taşınmasından dolayı, dönüşüm sonucunda makroskopik bir şekil değişimi gerçekleşir. Sonuç olarak normal metal ve alaşımlardan farklı niteliklere sahip olan şekil hafıza etkisi ve süperelastisite gibi eşsiz ve üstün özellikler sayesinde kök kanal preparasyonu esnasında kullanılan döner aletin durmaksızın dönmesini sağlar ve bu sayede eğimli kök kanallarında başarılı preparasyona yardımcı olur (17). Bu şekil hafızası olayı, bilinen elastik deformasyonla ilgili olmayıp, tamamıyla ısı, elektromanyetik alan ve fiziksel kuvvet gibi uyarıların tetiklemesi ile başlayan östenitik fazdan martenzitik faza termoelastik bir geçiştir. Örneğin, kök kanal preparasyonu esnasında, östenitikten martenzitik faza transformasyon stres uygulamasının bir sonucu olarak meydana gelir. Metallerin çoğunda, uygulanan dış kuvvet, belirlenmiş mekanik kayma değerini aştığında metalin kafes kristal yapısı içinde daimi deformasyona neden olur; fakat NiTi alaşımlarda kaymadan ziyade, stresin neden olduğu martenzitik dönüşüm ortaya çıkar (9). Martenzitik fazda aletin bükülmesi için sadece hafif bir kuvvet yeterlidir; ancak bu bükülme sınırlıdır. %8'e kadar gerinim (strain) içeren deformasyonlar bu materyallerde tamamen geri kazanılır. Martenzitik faza geçiş için gereken kuvvete ulaşıldığında elastik deformasyon ardından da plastik deformasyon meydana gelir (105, 110).

2.2.4.2.2 NiTi Alaşımın Endodontide Kullanımı

Nitinolün endodonti alanına ilk girişi, 1988 yılında Walia ve ark.'nın nitinol kök kanal eğeleri ile olmuştur(8). Kök kanal eğelerinin imalinde kullanılan NiTi alaşım içeriği yaklaşık ağırlıkça %55 nikel ve %45 titanyum'dan oluşmakta ve jenerik ismi 55-nitinol olarak geçmektedir. NiTi alaşımların üretiminde, döküm yöntemi veya sinterleme yöntemi olmak üzere iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Döküm yöntemiyle üretim vakum indüksiyon yöntemi, vakum ark yöntemi, elektron ışıını ark yöntemi ve plazma ark yöntemiyle yapılmaktadır. Günümüzde, NiTi enstrümanların üretiminde en sık kullanılan yöntem NiTi alaşımın grafit maden potaları içerisinde vakum indüksiyonu yöntemiyle külçe haline getirilmesidir. Takiben bu külçeler önce ısıyla işlenir ve daha sonra soğuk işleminden geçirilerek elde edilen nitinol barlar ve teller çeşitli şekil ve istenilen boyutlara sokulur (106).

1992 yılında Dr. Wm. Ben Johnson'ın standart olan %2 taper'dan daha büyük taper'lı döner aletleri bulmasını takiben NiTi döner aletler, kesici uçlarının, yivlerinin, şekillerinin,

taper ve boyutlarının tasarımlarına göre farklı şekillerde işlenerek piyasaya sürülmüştür (111). Düz olarak elde edilen NiTi tel şeridi Computer Numerical Control (CNC) makinesine yerleştirildikten sonra 3 adet dönen ve kesen silindir tekerlek sistemine sabitlenir. CNC makineler, üzerine monteli bir bilgisayar aracılığı ile programlanarak otomatik olarak işleme yapan makinelerdir. Bu makineye monte edilen silindirik tekerleklerden biri NiTi aletin şeklini, diğeri taper açısını şekillendirirken sonuncusu ise sap kısmında uzunluk çizgilerini belirlemede kullanılmaktadır (9).

NiTi alaşımı, makine ile işlemek zordur; çünkü alaşımın özellikleri üretim prosesleri esnasında değişebilir. Fabrikasyon prosesi esnasında kuvvet besleme oranı, lubrikasyon ve ısıyla işleme, final ürünü etkileyebilir (9). Buna rağmen en sık kullanılan yöntem olan süperelastik östenitik NiTi alaşımın (55-nitinol) bileme (grinding) yöntemi ile değişken taper (sabit, artan, azalan), rake açısı (negatif, nötral veya pozitif), kesit geometrisi (üçgen, üçlü sarmal, asimetrik, S-şekilli ve U-flüt dizaynı), uç konfigürasyonu (yuvarlak veya kesmeyen, kesen), bıçakların dizaynı (örneğin radyal alanlar), helikal açısı (kesici kenar ile eğenin uzun aksı arasındaki açısı) ve pitch adımı (kesici kenarlar arası mesafe) gibi istenilen tasarım varyasyonlarına göre üretilen, şu an için piyasada yaklaşık 25 farklı markada döner alet sistemi bulunmaktadır. Çok sayıda NiTi döner alet sistemi geliştirilmesine rağmen, temel çalışma prensipleri birbirine benzemektedir (59). NiTi döner alet çağı, ilk örnek olan "Lightspeed" (Lightspeed Technology Inc., San Antonio, TX) aletler (öncüsü Canal Master U el eğesidir) ile açılmıştır. Son dönemde yeni üretilen her döner alet sistemi yeni bir jenerasyon olduğunu iddia etse de majör tasarım özelliklerine göre sınıflandırılan 2 temel jenerasyon hala geçerliliğini sürdürmektedir (85).

1.jenerasyon, bu gruba dahil döner enstrümanlar kesici bıçakları boyunca radyal land ve sabit taper'a sahiptir. ProFile .04, .06, Orifice Shaper ve GT'ler (Dentsply/Maillefer, Ballagigues, Switzerland), Quantec 2000 (NT Company, Chattanooga, Tn), LX (Tycom, Irvine, Ca) ve SC (Analytic Endodontics, Glendora, Ca) ve K3 (SybronEndo, West Collins, Ca) NiTi döner aletler bu gruba örnek verilebilir.

2.jenerasyon, bu gruptaki döner enstrümanlarda radyal land bulunmaz ve ek olarak bu aletlerin bıçakları keskin kenarlara sahiptir. Örneğin, Hero 642, Shaper ve Apical (Micro-Mega, Besançon, France), RaCe, Mtwo ve ProTaper.

Çalışmamızda kullanılan döner aletlerin 4 farklı tipi geleneksel nitinolden (ProTaper Universal, Mtwo, RaCe ve Revo-S), 1 tipi geleneksel nitinolün şekillendirme prosesinin modifiye edilmesinden (TwistedFile) ve sonuncusu ise M-wire telden (GT Series X) üretilmiştir.

ProTaper döner alet sistemi 2000 yılında geleneksel nitinolden üretilmiştir. Koronal preflaring amacıyla üç adet şekillendirme aleti (SX, S1 ve S2), apikal şekillendirme için üç adet bitirme aleti (F1, F2 ve F3) ve geniş kanalların ekstra preparasyonu için 2006 yılında piyasaya sürülen 2 adet bitirme aletini içeren (F4 ve F5) toplam 8 adet aletten oluşan özgün konsepte sahip bir sistemdir. SX (ISO 19 numara), %3.5 ile %19 arasında gittikçe artan 9 farklı taper'a sahiptir; S1 (ISO 17 numara) %2'den %11'e ve S2 (ISO 20 numara) %4'ten %11,5'e kadar gittikçe artarak değişen taper'lara sahiptir. F1, F2 ve F3 ise sırasıyla ISO no 20, 25 ve 30 ebadında ve de gittikçe azalan taper'ı (F1, %7-5,5; F2, %8-5,5; F3, %9-5) bünyelerinde barındırmaktadır. Ayrıca F4 (ISO 40 numara %6 taper) ve F5 (ISO 50 numara %5 taper) kodlu aletler de bulunmaktadır (88). 2006 yılında bu aletlerin çekirdek kesitleri ve uçları modifiye edilerek ProTaper Universal döner alet sistemi adını almıştır. SX, S1, S2, F1 ve F2 kodlu aletlerin enine kesiti konveks üçgenken, diğer aletlerinki konkav üçgen şeklinde modifiye edilmiştir (112). Tüm aletler kesmeyen, bir uca sahiptir. Gövdedeki multiple taperlarla kombine flüt dizaynı, alet ile kanal duvarı arasındaki temas yüzeyinin azaltılmasını amaçlamıştır. Debris kaçış boşluğu, dentin ve debrisin uzaklaştırılmasını kolaylaştırmak için uçtan gövdeye doğru artış gösterir. Ayrıca, diğer marka döner aletlerle kıyaslandığında arka dişlere daha kolay bir erişim sağlanması amacıyla gövde bölümü %15 daha kısa tutulmuştur (88). Bu sistemde bulunan aletlerin üretici tarafından önerilen kullanım hızı 250 devir/dakika'dır. Bununla birlikte üretici firma tarafından önerilen tork değerleri ise şu şekildedir: SX ve S1 için 3-4 N.cm; S2 için 1-1.5 N.cm; F1 için 1.5-2 N.cm; F2, F3, F4 ve F5 için 2-3 N.cm (119).

ProTaper Universal döner alet sistemi ile kanal preparasyonu için tavsiye edilen prosedür şu şekildedir: Giriş kavitesi açıldıktan sonra, ISO 10 ve 15 numaralı K-tipi eğeler ile kanalın giriş yolu kontrol edilir. Bu eğelerin herhangi bir kuvvet uygulanmadan serbestçe ulaştığı noktaya kadar S1 aleti fırçalama hareketi ile kullanılır. Yardımcı SX ile S1'in ilerlediği uzunluğu geçmemek kaydıyla genişletme yapılarak daha sonra kullanılacak enstrumanlar için apikal yönde doğrusal bir giriş sağlanır. ISO 15 numaralı K-tipi eğe ile

çalışma boyu tespit edilir ve daha sonra S1 ve S2 aletleri, çalışma boyunda fırçalama hareketiyle kullanılır. Kullanılan aletler, belirli aralıklarla kanaldan çıkarılarak üzerinde biriken dentin talaşları temizlenmelidir. Şekillendirici aletlerin kullanımını takiben F1, hafifçe it-çek hareketiyle (fırçalama hareketi oluşturmayacak tarzda) çalışma boyuna bir kere ulaşana kadar kullanılır. ISO 20 numaralı kanal eğesi çalışma boyuna ulaşıyor fakat ISO 25 numaralı kanal eğesi ulaşamıyorsa şekillendirme bitirilir. Eğer ISO 25 numaralı kanal eğesi de çalışma boyuna rahatlıkla ilerliyorsa F2 ile F1'dekine benzer şekilde preparasyon yapılır. Daha sonra aynı işlem sırası ISO 30, 35 ve 40 numaralı eğeler ile belirlenen apikal ebada göre F3, F4 ve F5 aletlerle uygulanarak apikal şekillendirme sonlandırılır.

Geleneksel nitinolden üretilen Mtwo döner alet sistemi 2005'ten beri mevcuttur. Mtwo sistemde, en son güncellenen haliyle, taperları %4 ile %7 arasında değişen ve 10-60 numara ebatlarında 14 adet alet vardır (4 taper'lı 10, 35, 40, 45, 50 ve 60 numaralar; 5 taper'lı 15 ve 30 numaralar; 6 taper'lı 20, 25, 30, 35 ve 40 numaralar; 7 taper'lı 25 numara). Kesit tasarımı italik-S şeklindedir. Kesmeyen güvenli bir ucu bulunur. Bu aletler dentini etkin bir şekilde kesebilmesi amacıyla iki kesici kenarlı pozitif bir rake açısına sahiptir. Mtwo aletler, rotasyon sırasında vidalanma ve saplanma durumlarının elimine edilebilmesi için uç kısmından gövde bölümüne doğru artan bir pitch adım uzunluğu gösterir. Böylece apekse doğru debris itilmesinde bir azalma sağlanmış olur. Bu sistemde bulunan aletlerin üretici tarafından önerilen kullanım hızı 280 devir/dakika'dır. Bununla birlikte tarif edilen aletlere özgü tork değerleri ise şöyledir: 35/.06 için 1.0 N.cm; 10/.04, 30/.05, 35/.04 ve 30/.06 için 1.2 N.cm; 15/.05 için 1.3 N.cm; 40/.04 ve 45/.04 için 1.6 N.cm; 40/.06 için 1.7 N.cm; 25/.07 ve 50/.04 için 2.0 N.cm; 20/.06 için 2.1 N.cm; 25/.06 için 2.3 N.cm ve 60/.04 için 3.0 N.cm.

Mtwo döner alet sisteminde şekillendirme yapılırken aletler, çok hafif basınçla ve küçük aralıklı vuruşlarla oluşturulan fırçalama hareketi ile çalışma boyunda kullanılır. Bu nedenle tekniğe "single length technique" adı verilmiştir (113).

RaCe döner alet sistemi 1999 yılında üretilmiş olup ABD dışında tüm dünyaya bu isimle pazarlanmaktadır. ABD'de ise Endosequence döner alet sistemi (Brasseler, Savannah, GA) ismiyle bulunmaktadır. Bu alet tipinin ismi 'Reamer with alternating cutting edges' kelimelerinin baş harfleri kullanılarak tanımlanmıştır. Bu sisteme ait % 8 ve 10 taper'a sahip aletlerin aktif kesici yüzey uzunluğu 10 mm diğer aletlerin ise 16 mm'dir. Koronal genişletme için üretilen 40/.10, 35/.08, 30/.08 ve 30/.06 'Pre-RaCe' aletlerin yanında apikal genişletmede

kullanılanlar ise .02 taper'lı 15-60 numaralar, .04 taper'lı 10-40 ve 50 numaralar ve .06 taper'lı 10-40 numaralı RaCe aletleridir. .02 taper'lı 15 ve 20 numaralı aletler kare kesitli olup diğer tüm aletler eşkenar üçgen kesitlidir. Geleneksel nitinolden üretilen bu alet sisteminde ayrıca 35/.08 ve 40/.10 numaralı paslanmaz çelik aletler de bulunmaktadır. Bu döner alet sisteminin 400-600 devir/dakika hız aralığında ve Pre-RaCe'ler için 1-1.5 N.cm, sistemin diğer aletleri için ise 0.5-1 N.cm tork aralığında kullanılması önerilmektedir. Aktif kesici yüzeyi oluşturan sıralı kesici kenarlar, bir sıra düz bir sıra burgu yaparak ilerlemektedir. Bu özellik, aletin kök kanalı içine vidalanma eğilimini azaltır. Ayrıca güvenli kesmeyen uç tasarımı mevcuttur. Bu sistemin en önemli özelliklerinden birisi, aletlerin elektrokimyasal yüzey parlatma işleminden geçirilmiş olmasıdır. Geleneksel nitinolün makineyle işlenmesi sırasında yüzeyde oluşan defektlerin, yorulma prosesinin başlangıç noktası olduğu tespit edilmiştir. Bu prosesi geciktirmenin bir yolu olarak, imal edilen aletin yüzey sertliğini artırmak ve böylece kullanım ömrünü uzatmak için aletin yüzeyine çeşitli uygulamalar yapılması önerilmiştir (114). Bu yöntemlerden biri tıp alanında da birçok aletin polisajında kullanılan elektrokimyasal yüzey parlatma işlemidir. Bu proses şu şekilde uygulanır: İşleme tabi tutulan alet (anot bağlantı) başka bir elektrod ile birlikte ısı-kontrollü elektrolit banyosuna daldırılır ve direk elektrik akımı verilir. Metal anot (özellikle akımın yoğunlaştığı keskin kenarlarda) solüsyonda çözünürken katotta ise redüksiyon reaksiyonu meydana gelir. Bu proses yüzey kompozisyonunu değiştirir, yüzeydeki oksid tabakasını (koruyucu film) daha homojen bir hale sokar ve daha az yüzey defekti ve rezidüel yüzey stresi ile birlikte metalin korozyon direncini geliştirir (115). RaCe döner alet sistemini üreten firma, bu geliştirilmiş yüzey özelliği sayesinde aletlerinin %20 oranında kırılmaya daha dirençli olduklarını iddia etmektedir.

RaCe döner alet sisteminin kök kanal şekillendirme prosedürü iki ana başlık altında toplanmıştır. İlk yöntem olan kolay ve orta derecede zorluk gösteren kanalları şekillendirme yönteminde 10 numaralı manuel kanal aleti kanal uzunluğunun yaklaşık yarısına kadar ilerletilerek RaCe aletler için kılavuzluk etmesi sağlanır. Pre-RaCe 40/.10 ve takiben 35/.08 ebatlı aletler ile kök kanalının koronal ve orta üçlüsü hazırlanır. Çalışma boyu hesaplanır. Öncelikle 25/.06 numaralı alet ilk dirençle karşılaşılan uzunluğa kadar veya ulaşıyorsa çalışma boyuna kadar kullanılır. Dirençle karşılaşırsa önce 25/.04 numaralı alet ile sonra 25/.02 numaralı alet ile çalışma boyuna kadar şekillendirme yapılır ve ardından 25/.04 ve 25/.06 numaralı aletler ile apikal şekillendirme yapılır. İhtiyaç duyulması halinde apikal

preparasyon daha büyük aletlerle bitirilir. Şayet yetersiz bulunursa, sistemdeki daha büyük aletlerle şekillendirmeye devam edilerek apikal bölge hazırlanır. İkinci yöntem ise zor kanalların preparasyonudur. Bu yöntemde koronal üçlü Pre-RaCe 40/.10 ve 35/.08 ebatlı aletlerle hazırlanır. ISO 10 ve 15 numaralı eğeler ile çalışma boyu hesaplanır. Apikal şekillendirme sırasıyla 15/.02, 20/.02 ve 25/.02 ebatlı RaCe aletleri kullanılarak bitirilir. Gerekli görülürse bu sistemde yer alan daha büyük ebatlı aletler ile apikal preparasyona devam edilebilir (116).

2008 yılında Micro Mega firması kök kanal şekillendirmesini mümkün olduğunca basite indirmek için (optimum 3 adet kanal aleti kullanarak) Revo-S olarak isimlendirdiği geleneksel nitinolden imal edilen döner alet sistemini piyasaya sürmüştür. Bu sisteme ait aletler şunlardır: Kök kanalının koronal ve orta üçlüsünü şekillendirmek ve temizlemek için kullanılan SC1 (30/.06 - 21 mm uzunluk), apikal üçlüyü temizlemek ve şekillendirmek için SC2 (25/.04 – 25 mm uzunluk) ve apikal şekillendirmeyi bitirmekte kullanılan ilk alet olan SU (25/.06 – 25 mm uzunluk). Ayrıca gerektiğinde apikal şekillendirmede kullanılacak diğer kanal aletleri ise AS30 (30/.06), AS35 (35/.06) ve AS40 (40/.06)'tır. AS kodlu Revo-S aletlerin sadece apikal 5 mm'lik kısmı 6 taper'la büyürken geriye kalan 13 mm'lik kısım ise düz bir şekilde (%0 taper) devam etmektedir. SC2 üç adet eşit çapa sahip simetrik kesici kenar gösteren bir kesit sergilerken, bu sistemin tüm diğer aletleri üç farklı çapta asimetrik kesici kenarlara sahiptir. Üretici firma bu asimetrinin kanal aletinin kanal içinde adeta 'yılan gibi kıvrılarak' ilerlemesini sağladığını savunmaktadır. Ayrıca bu asimetrik kesitin, aletin daha az dentin yüzey teması vasıtasıyla alet üzerinde daha az stres birikmesine neden olduğunu, çekirdek çapını azaltarak daha fazla esneklik kazandırıldığını, daha fazla debris uzaklaştırmasını sağladığını ve debris apikale ve dentin duvarlarındaki oluklara doğru değilde kanalın dışına doğru taşıdığını ileri sürmüşlerdir. Ek olarak üretici firma SC2'nin simetrik kesitte hazırlanmasını, apikale ilk ulaşan kılavuz alet olması nedeniyle dengeli kuvvet şeklinde apikale kusursuz bir yol açmasını sağlamak amacına bağlamıştır. Bu sisteme ait aletler kesmeyen uca sahiptir ve 250-400 devir/dakika hız aralığında kullanılır (117).

Revo-S döner alet sistemi ile kök kanal şekillendirmesine başlamadan önce ISO 10 numaralı eğe ile kök kanalı keşfedilir. Daha sonra SC1 ile apikale doğru basınç uygulanmadan sadece kontrol altında aletin ilerlemesi beklenerek, koronal ve orta üçlü şekillendirilir. Ardından SC2 çalışma boyunda gir-çık şeklinde fırçalama hareketiyle kullanılır. Bundan

sonra sırası gelen tüm aletler aynı hareketle kullanılır. Apikal şekillendirme SU ile bitirilir. Gerekirse apikal genişletmeye AS30, AS35 ve AS40 ile devam edilir. Eğer AS30 yeterli gelirse AS35 çalışma boyundan 0.5 mm kısa ve AS40 ise 1 mm kısa olacak şekilde ‘step-back’ şekillendirme ile kök kanalı doldurulmaya hazır hale getirilebilir. Bu sisteme ait döner aletler apikale basınç yapmadan, her bir alet en fazla 4-5 sn süreyle, yavaşça gir-çık fırçalama hareketiyle kullanılmalı ve sık sık kanaldan çıkarılarak bıçaklar üzerindeki artıklar temizlenmelidir. Oval veya yassı şekilli kanallarda özellikle bukkal ve lingual duvarların şekillendirilmesine ekstra ihtimam gösterilmelidir (117).

NiTi döner enstrumanların klinik performansını geliştirmek için yeni stratejiler üzerinde çalışılmaktadır. Bu stratejiler makinelenmiş yüzeyin polisajlanması, daha sert yüzeyler elde etmek için iyon implantasyonu ve özel yüzey kaplamalarının kullanılması gibi sadece yüzey yapısına müdahale etmenin yanında (118, 119), son dönemde alaşımın dökümü veya bu yapıdaki boş telin preslenmesi ve ısı vasıtasıyla plastik deformasyona uğratılması gibi farklı yöntemlere de başvurulmaktadır (120). Bu bükme prosesi için R-fazının uygun olduğu iddia edilmiştir. Daha önce bahsedildiği gibi R-fazı uzun sürmeyen bir fazdır ve elde edilmesi zordur. Buna karşın gerekli ısı uygulanarak geleneksel nitinolün rhombohedral yapısı stabilize edilebilmiştir. Bu R-fazı, iyi elastisite (yaklaşık %1 gerinim ile birlikte) ve şekil hafızası etkisi gösterir çünkü Young modülü tipik olarak östenitten düşüktür. Böylece R-fazında yapılan bir enstruman daha esnek olacaktır. Üretici firma bu noktadan hareket ederek, R-fazı teknolojisinin önceki teknoloji ile üretilen NiTi enstrumanlara göre bir ilerleme sağladığı ve ısı uygulamasıyla aynı zamanda gerçekleştirilen bu özel plastik deformasyona uğratma prosesinin ürünlerine üstün mekanik karakteristik kazandırdığını ileri sürmektedir (121). Bu yöntemle üretilen alet sistemi TwistedFile olarak adlandırılmıştır. Gambarini ve ark.’nın (122) yaptığı araştırmada TwistedFile’in, geleneksel yöntemle işlenmiş ProFile NiTi döner sistemden daha düşük eğilme momenti gösterdiği bildirilmiştir.

SybronEndo firması, R-fazı teknolojisinin önceki teknoloji ile üretilen NiTi enstrumanlara göre ilerleme sağlayan ve ısı uygulamasıyla aynı zamanda gerçekleştirilen bu özel plastik deformasyona uğratma prosesinin TwistedFile ismiyle piyasaya sundukları ürünlerine üstün mekanik karakteristik (daha dirençli ve daha esnek) kazandırdığını ileri sürmüştür. Üretici firma özel bir prosesle üretilmesinden dolayı bu aletlerde, makineyle işlenerek üretilen diğer aletlerin yüzeyinde oluşan bileme defektlerinin oluşmayacağını

savunmaktadır. Ayrıca bu aletlerin diğer aletlerden farklı bir özelliği de sap ve gövde kısmının tek parçadan ibaret olmasıdır. Bu özelliğin sap kısmında başlayan galvanik korozyonu engellediği iddia edilmektedir. İlâveten, daha az sayıda alet kullanılarak etkili bir şekillendirme yapılabileceği iddia edilmiştir. Aletin kesiti üçgen şeklindedir, güvenli uç tasarımına sahiptir ve yüzeyine elektrokimyasal yüzey parlatma işlemi (DeOX) uygulanmıştır. Bu döner alet sistemi elemanları 4 taper'lı 25, 40 ve 50 numaralar; 6 taper'lı 25, 30 ve 35 numaralar; 8, 10 ve 12 taper'lı 25 numaralı aletlerden oluşmaktadır. Bu aletler 500 devir/dakika hızda ve torksuz kullanılır.

TwistedFile döner alet sistemi ile kök kanal şekillendirmesine, çalışma boyu tespiti ile başlanır ve ISO 20 numaralı eğeye kadar çalışma boyunda elle şekillendirme yapılarak giriş yolu hazır hale getirilir. İlk olarak 25/.08 numaralı alet, devamlı apikale hareketle dentine saplanana kadar kullanılır ve dentine saplandığı hissedilir hissedilmez geri çekilir ve spiraller temizlenir. ISO 20 numaralı el eğesi ile rekapütülasyon yapılır ve aynı TwistedFile alet ile tekrar apikale ulaşmaya çalışılır. Tekrar dirençle karşılaşılırsa aynı ara prosedürler uygulanır ve bu sefer 25/.06 numaralı alet ile apikale ulaşmaya çalışılır. Eğer ulaşamazsa bu sistemin en küçük elemanı olan 25/.04 ile apikale ulaşılıncaya kadar ara prosedürlerle birlikte şekillendirmeye devam edilir. Apikale ulaşıldıktan sonra final apikal şekillendirme boyutu ne olarsa ona göre daha büyük TwistedFile aletler sırasıyla (25/.06, 25/.08, 30/.06, 35/.06, 40/.04 veya 50/.04) kullanılarak kök kanal preparasyonu bitirilir. İlâveten aşırı geniş kanallarda bu şekillendirme prosedürüne 25/.12 numaralı alet ile başlanabilir (123).

Yakın zamanlı çalışmalar, NiTi döner aletlerin şiddetli eğime sahip kök kanallarının orijinal formunu tatmin edici bir şekilde koruduğunu göstermektedir (92, 124). Fakat, yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda hiçbir aletin kök kanal sistemini tamamen temizleyemediği bildirilmiştir (125, 126). Son yıllarda geleneksel nitinolü daha esnek bir yapıya dönüştürmek ve NiTi döner aletlerdeki kırılma insidansını minimize etmek için üretim prosesi modifiye edilmiştir. Araştırmalar, ısı uygulamasının bu enstrümanlara ekstra direnç kazandırdığını belirtmektedir (121, 127). Bunun için öncelikle gerilme dayanıklılığı ve yorulma direnci östenitik yapıdaki geleneksel süperelastik alaşımdan (55-nitinol) daha yüksek olan, martenzitik ve premartenzitik R fazı içeren ve gerinim altında değişik ısılarda termal işleme prosedürü patentli M-wire (Sportswire LLC) olarak adlandırılmış yeni bir NiTi tel geliştirilmiştir (121). Daha sonra bu telin ticari kullanım haklarını Mallefer firması satın

almış ve bu tele patentli kendi işlemlerini uygulayarak stabil martenzitik yapıda M-wire elde etmiş (128) ve önce GT Series X daha sonra da ProFile Vortex (Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Ok) döner alet sistemlerini geliştirerek piyasaya sürmüştür. Johnson ve ark. (129), geleneksel süperelastik telden üretilmiş döner alet sistemi ile M-wire NiTi telden üretilmiş aynı döner alet sistemini döngüsel yorgunluğa dayanıklılık açısından karşılaştırmış ve M-wire'in %390 oranında daha fazla dayanıklılık gösterdiğini bildirmişlerdir.

GT Series X döner alet sistemi, üretici firma adına hızlı bir şekilde kanal anatomisini mümkün olduğunca koruyarak ve alet kırılmasını minimuma indirerek kök kanal şekillendirmesinin başarılabilmesi için Dr. L. Stephen Buchanan tarafından 2007 yılında tasarlanmış ve Dentsply Tulsa Dental firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Daha önce de bahsedildiği üzere geleneksel telden daha dayanıklı olduğu görülen M-wire telden makineleme prosesiyle üretilmiştir (129). Sistem, dentinle temas eden kenarları yuvarlatılmış üç kesici kenar gösteren bir kesite sahiptir. Sistemde kesici spiraller arası mesafe uzun tutulmuş olup geniş flüt aralığı ve değişken radial alanların korun ince imalatına imkan tanıyarak eğeyi esneklettiği, debrisin koronale taşınmasını ve aletin kanalın merkezinde kalmasını sağladığı iddia edilmektedir. Bu döner alet sisteminde kendine has çalışan kısım uzunluklarına sahip farklı ebatta şu aletler mevcuttur: .04 ve .06 taper'a sahip 20, 30 ve 40 numaralı ve .08 taper'a sahip 30 ve 40 numaralar. Bu aletler kesmeyen uç tasarımı gösterirler ve 300 devir/dakika hız ve yaklaşık 1.75 N.cm tork ayarı ile kullanılırlar.

Bu döner alet sisteminin kullanım prosedürü önce 15 numaralı K-tipi eğe ile kök kanalının çalışma boyunun tespit edilmesi ile başlar. Hemen ardından 20/.06 GT Series X ile çalışma boyuna ulaşılmaya çalışılır. Apikale doğru hafif basınç uygulanarak kontrol altında aletin ilerlemesine izin verilir ve 10-12 sn kadar çalışıldıktan sonra çıkarılır. Eğer çalışma boyuna ulaşılamazsa 20/.04 GT Series X ile çalışma boyuna ulaşılan kadar şekillendirmeye devam edilir. Daha sonra aletin spiralleri üzerindeki dentin talaşları incelenir. Aletin apikalinde, dentin talaşları görülüyorsa apikal şekillendirme bitirilir; görülüyorsa apikalde dentin talaşları tespit edilinceye kadar sırasıyla GT Series X aletler kullanılır. Bu arada, ilk olarak kullanılan 20/.06 GT Series X ile çalışma boyuna ulaşılmışsa daha büyük GT Series X aletler ile aynı prosedür uygulanır. Ek olarak, geniş kanallarda 8 taper'lı GT Series X aletlerde kullanılır.

2.3. NiTi Döner Alet Sistemlerinin Karşılaştırmalı İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler

NiTi döner alet sistemlerinin enstrumantasyon performanslarını değerlendirirken çeşitli parametreler dikkate alınır. İdeal bir enstrumantasyon sisteminde olması gereken esas unsurlar kök kanalını şekillendirme ve temizleme yeteneğinin yanı sıra preparasyon güvenliğinin üst seviyede ve preparasyon süresinin mümkün olduğunca kısa olmasıdır.

2.3.1. Şekillendirme Kabiliyetinin Değerlendirilmesi

Kök kanal preparasyonu sonrası kanal konfigürasyonundaki değişiklikleri değerlendirmek için birkaç yöntem kullanılmaktadır. Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi (BT) yöntemi etkilidir; fakat hem pahalı hem de oldukça zaman alıcı bir yöntemdir (130). İkinci bir yöntem Bramante yöntemidir ve bu yöntemde kök kesitlerinin bir araya getirilmesi çeşitli zorlukları da beraberinde getirmektedir (131). Üçüncü yöntem olan radyografik süperpozisyon yönteminde ise bukkal ve proksimalden alınan radyografik görüntülerde kanalın maksimum eğimi her zaman yakalanamayabilir (132). Dördüncü yöntem ise bizim çalışmamızda kullandığımız Maggiore yöntemidir (133). Bu yöntemin en büyük avantajı kanalın maksimum eğiminin tespit edilerek bunun üzerinden değerlendirilme yapılmasına imkan tanımasıdır. Böylece transportasyon veya çalışma boyu kaybı gerçeğe çok yakın olacak şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntem kullanılarak birçok döner alet sistemi, transportasyon ve çalışma boyu kaybı açısından değerlendirilmiştir (136-140).

2.3.2. Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Debris, kök kanal duvarına gevşekçe tutunmuş olan dentin talaşları, pulpa artıkları ve partiküllerdir. Amerikan Endodontistler Birliği'nin Güncel Endodonti Terminoloji Sözlüğü'ne göre (141) smear tabakası; hem döner enstrümanlar hem de manuel eğeler ile enstrumantasyondan sonra dentin yüzeylerine tutunmuş dentin partikülleri, vital veya nekrotik pulpa artıkları, bakteriyel komponentler ve artık irriganları içeren bir yüzey film tabakasıdır. Enstrümante edilen kök kanal yüzeyleri üzerindeki smear tabakasını ilk tanımlayan araştırmacılar McComb ve Smith (142) olmuştur. Smear tabakasının tespiti Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile mümkün olmaktadır. SEM'de smear tabakası amorf irregüler ve granüler bir görünüme sahiptir (143).

Endodontik enstrumanların temizleme kabiliyetini araştıran çalışmalarda, kök kanallarından debris uzaklaştırma yeteneklerinin değerlendirilmesinde güncel olarak SEM ve mikro-BT kullanılmaktadır. NiTi döner aletler veya paslanmaz çelik el eğeleri ile preparasyon sonrası SEM'in kullanıldığı çeşitli in vitro çalışmalarda, çoğu yöntemde kök kanal duvarlarında debris artıklarının kaldığı görülmüştür (51, 144). Ek olarak Peters ve ark (82), mikro-BT kullanarak üst büyük azı dişlerinde yaptıkları çalışmada döner aletlerin sırasıyla MB, disto-bukkal (DB) ve palatinal kanal duvarlarının ortalama %43, %33 ve %49'una dokunmadığını göstermiştir. Bu bulgular endodontik enstrumanların kök kanallarını temizlemede sınırlı yetenekleri olduğunu sergilemektedir özellikle de kök kanallarının apikal üçlü bölgesinde (145-148). Çalışmamızda kök kanal preparasyonu sonrası kanal duvarlarının temizliği SEM kullanılarak incelenecektir.

Bu çalışmanın amacı; geleneksel NiTi üretim yöntemleri kullanılarak üretilen ProTaper Universal, Mtwo, RaCe ve Revo-S NiTi döner alet sistemlerini, modifiye NiTi üretim yöntemleri kullanılarak üretilen TwistedFile ve GT Series X döner alet sistemleri ile ve bir geleneksel paslanmaz çelik el eğesi olan K-Flexofile ile karşılaştırmalı olarak incelemektir. Bu karşılaştırma, aletlerin sebep oldukları kanal transportasyon miktarı ve kanal yüzeylerinde bıraktıkları artık debris miktarı ve oluşturdukları smear tabakası miktarı incelenerek yapılacaktır.

3. MATERYAL ve METOD

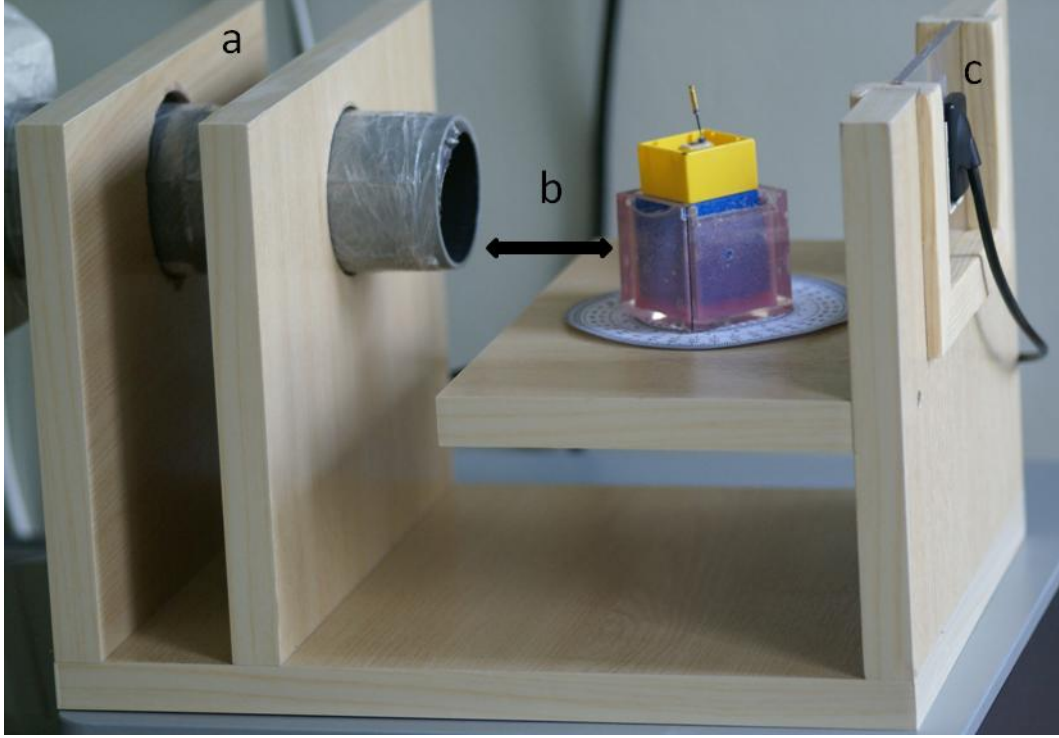
Bu çalışma iki aşamadan oluşmaktadır: Birinci aşama 6 farklı NiTi döner alet sisteminin ve 1 paslanmaz çelik manuel eğenin kök kanal şekillendirmesi sonrası kanal transportasyonuna etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir; ikinci aşama ise, aynı kök kanal preparasyon sistemlerinin kök kanal duvarlarını temizleme yeteneklerinin değerlendirilmesidir.

3.1. Kök Kanal Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesi

3.1.1. Kanal Transportasyon Miktarının Belirlenmesi

Preparasyon sistemlerinin kök kanal transportasyonuna etkilerinin incelenmesinde Maggiore (133, 134) tarafından önerilen preparasyon öncesi ve sonrası radyografların karşılaştırılması yönteminin kullanılabilmesi için bir deney düzeneği hazırlandı (Şekil 3). Stabilitenin korunması ve tüm deney prosedürü boyunca hep aynı pozisyonda kalmasının sağlanması için X-ışın tüpünün kafası, iki adet suntalam levhaya açılan uygun ebatlardaki deliklerden geçirildi. Daha sonra dişin preparasyon öncesi ve sonrasında aynı pozisyona yerleştirilmesine imkan sağlayan bir döner tabla oluşturuldu (Şekil 4). Bu döner tabla, temeli birbirine geçebilen üç kutucuktan oluşmaktaydı. Alttaki iki kutucuk (Lego, Billund, Denmark) daha büyük bir kutucuğa yerleştirilerek sabit tutulurken üstteki kutucuğa üzerinde işlem yapılacak olan çekilmiş diş, akrilik rezin yardımıyla sabitlendi. Her bir diş için ayrı bir kutucuk kullanıldı. Bu üstteki kutucuğun monte edildiği döner tabla, X-ışın demeti dişin merkezinden geçecek şekilde, X-ışın tüpünden 20 cm'lik uzaklığa yerleştirildi. Döner tabla 360° dönebilecek şekilde bir platforma oturtuldu. Döner tablanın rotasyon derecesi platformun üzerine yapıştırılmış bir iletke ile ölçüldü.

Dijital radyografik ünitenin (Kodak Dent. Imaging Sw., Atlanta, GA) sensörü her zaman aynı tarzda yerleştirilebilecek şekilde, döner tablanın arkasında duran plexiglas bölmeye monte edilen bir sokete sokuldu (Şekil 3). Kesiti kare olan iki parça ortodontik tel birbirlerine dik ve dijital sensörle yüzyüze olacak şekilde plexiglas bölmenin diğer tarafına yapıştırıldı (Şekil 4). Bu tellerin alınan radyograflara yansıyan görüntüleri, preparasyon öncesi ve sonrası çekilen radyografların karşılaştırılmasında kullanılan Cartesian koordinat sistemini simule etmekteydi.

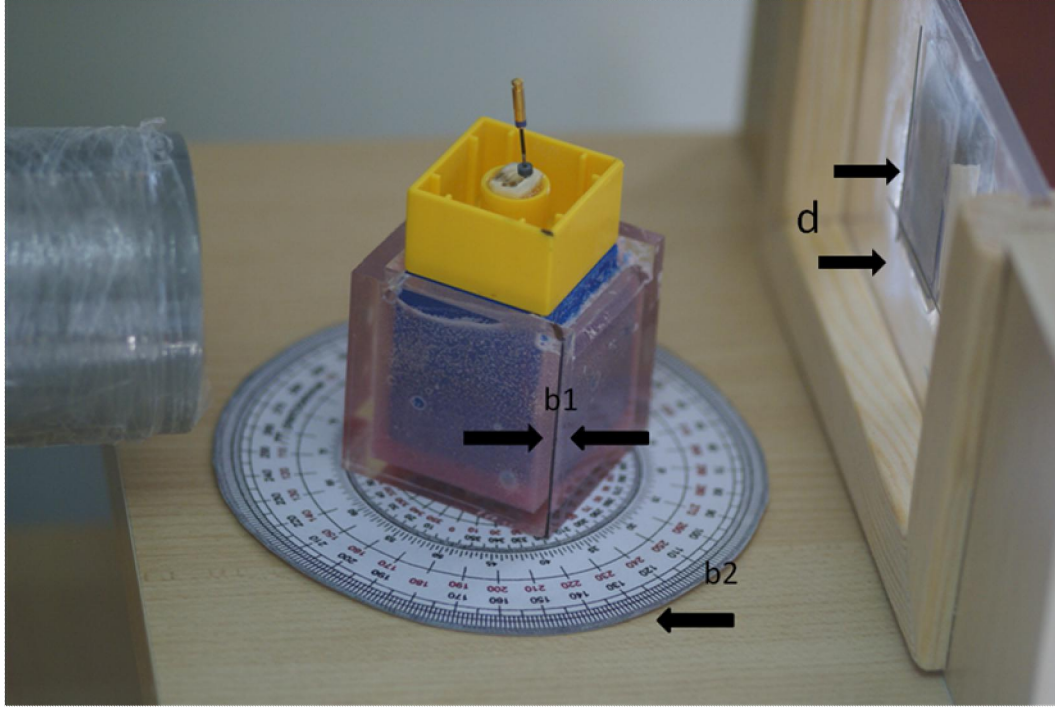


Şekil 3. Deney düzeneği. a) X-ışın tüpünün kafasının sabitlenmesi b) X-ışın tüpünün kafası ile döner tablaya yerleştirilen örnek arasındaki mesafenin sabit tutulması c) Dijital radyografik sensör.

3.1.1.1. Dişlerin Hazırlanması ve Köklerin Maksimum Eğiminin Belirlenmesi

Apeks gelişimini tamamlamış, MB kök kanalının kanal girişinden apikal foramene kadar sürekliliğinin devam ettiği ve en fazla 15 numaralı K-Flexofile eğin apikal daralım bölgesinde sıkıştığı periodontal veya protetik nedenlerle çekilmiş çeşitli eğim derecelerine sahip üst birinci daimi büyük azı dişleri kullanıldı. Ek olarak bu dişlerin üzerindeki eklentiler ve yumuşak doku artıkları, periodontal küretler ve pomza yardımıyla temizlendi. Dişler kullanılabilecek % 3'lük sodyum azid solüsyonunda bekletildi. Ayrıca, ikinci MB kanallar,

hem genellikle ayrı bir kanal olarak devam etmedikleri (130) hem de anatomik yapılarında rastlanan aşırı varyasyonları nedeniyle çalışma dışında bırakıldı.



Şekil 4. Döner tablaya yerleştirilmiş örneğin yakından görüntüsü. b1) rotasyon derecesini gösteren kısım b2) platforma yapıştırılmış iletke d) ortodontik teller

Dişlerin mine-sement sınırından 5 mm daha koronalinin üzerindeki kron parçası yatay olarak düşük hızlı elmas separeyle (MicraCut; Metkon, Bursa, Türkiye) kesilerek uzaklaştırıldı. Ayrıca dişlerin DB ve palatinal kökleri bir çelik separeyle (Finzier Schrock & Kimmel GmbH, Bad Ems, Almanya) furkasyon bölgesinden kesilerek çıkarıldı. Su soğutmalı ve yüksek hızlı aeratör başlığına monte edilen Endo Z frezler (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile giriş kavimleri hazırlandı. Çalışma boyunun tespiti için bir ISO 10 numaralı K-tipi eğe (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) apikal foramende görününceye kadar kanal içinde ilerletildi. Eğenin ilk kez görüldüğü andaki uzunluğundan 1 mm çıkarılarak çalışma boyu tespit edildi. Her bir diş ayrı ayrı döner tablanın en üstündeki kutuya monte edildi.

15 numaralı K-Flexofile eğe çalışma boyunda kök kanalına yerleştirildi ve döner tabla adım adım döndürülerek kök kanalındaki eğenin düz bir şekilde görüntüsü elde edilene kadar bir seri radyograf çekildi. Döner tabla, kanal içindeki aletin en düz olduğu görüntünün elde edildiği rotasyon derecesinden 90 derece döndürülerek kök kanalının maksimum eğimi elde

edildi (140). Bu noktada elde edilen radyografik görüntü final preoperatif görüntü olarak kaydedildi (Şekil 5). AutoCAD 2007 (Autodesk Inc., San Rafael, CA) yazılım programından yararlanılarak kanalda seyreden eğenin maksimum eğim açısı ve eğim yarıçapı Pruett ve ark.'nın uyguladığı yöntem kullanılarak belirlendi (Şekil 6). 30° - 40° eğim açısına ve 4-9 mm eğim yarıçapına sahip 140 adet üst birinci büyük azı dişi çalışmaya dahil edildi. Dişlerin kanal eğim açısı ve eğim yarıçapı bakımından birbirine benzeyen 20'şer dişten oluşan 7 farklı gruba ayrılması için ANOVA ve post-hoc Tukey istatistiksel analiz yöntemleri kullanıldı (Tablo 1).

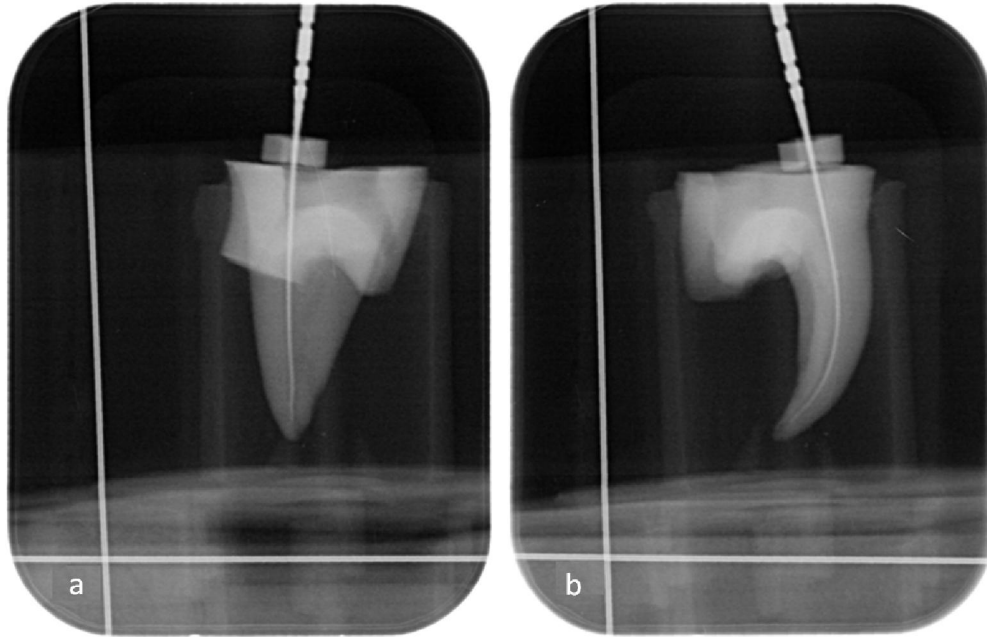
Tablo 1. Gruplardaki ortalama eğim yarıçap değerleri (mm)

Gruplar	Örnek sayısı(n)	Ortalama yarıçap değeri
TwistedFile	20	7,05 ± 1,429
GT Series X	20	7,02 ± 1,579
Revo-S	20	7,03 ± 1,656
RaCe	20	7,06 ± 1,652
Mtwo	20	7,08 ± 1,621
ProTaper U.	20	7,00 ± 1,828
K-Flexofile	20	7,03 ± 1,729
Toplam	140	7,04 ± 0,6106

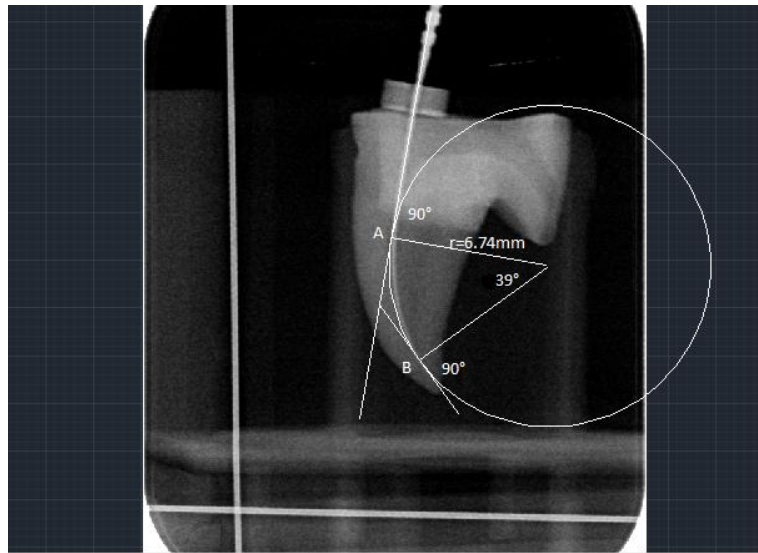
3.1.2. Deney Grupları

1. Grup (TwistedFile) (Şekil 7): Kök kanalları ISO 20 numaralı K-Flexofile ege ile “reaming” hareketi kullanılarak çalışma boyunda genişletildi. 500 devir/dakika hız ve torksuz olacak şekilde ayarı yapılan elektrikli mikromotor (A-dec EA 40 LT, A-dec Inc., Newberg, OR) ve anguldruvaya (Synea, WH Dentalwerk, Bürmoos, Austria) monte edilen 25/.08 TwistedFile, devamlı apikale hareketle dentine saplanana kadar kullanıldı. Dentine saplandığı hissedilir hissedilmez geri çekildi ve spiralleri temizlendi. ISO 20 numaralı K-Flexofile ile rekapütülasyon yapıldı ve aynı TwistedFile alet ile tekrar apikale ulaşılmaya çalışıldı. Tekrar dirençle karşılaşıldığında aynı ara prosedürler uygulandı ve bu sefer 25/.06 TwistedFile ile apikale ulaşılmaya çalışıldı. Ulaşılamadığında, bu sistemin en küçük elemanı olan 25/.04 ile apikale ulaşılmaya kadar ara prosedürlerle birlikte şekillendirmeye devam edildi. Apikale

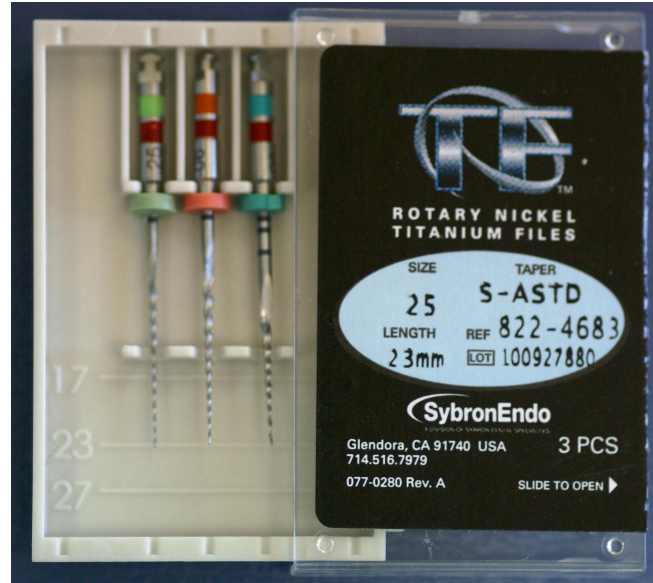
ulaşıldıktan sonra sırasıyla 25/.06 ve 25/.08 ile çalışma boyunda preparasyon yapıldı ve apikal preparasyon çalışma boyunda 30/.06 TwistedFile ile bitirildi.



Şekil 5. Kök kanalının maksimum eğiminin belirlenmesi. a) Döner tablanın döndürülmesiyle sağlanan kanal içindeki aletin en düz olduğu pozisyonun görüntüsü, b) Döner tablanın 90° çevrilmesiyle maksimum eğimin radyografik görüntüsünün elde edilmesi.



Şekil 6. Pruett ve ark.'nın (1997) önerdiği yöntemle kök kanal eğiminin açısı ve yarıçapının hesaplanması (A noktası koronal eğimin başladığı yer, B noktası apikal eğimin başladığı yer).



Şekil 7. TwistedFile

2.Grup (GT Series X) (Şekil 8): 300 devir/dakika hız ve 1,75 N.cm tork ayarı yapılan elektrikli mikromotora monte edilen 20/.06 GT Series X ile çalışma boyuna ulaşılmaya çalışıldı. Apikale doğru hafif basınç uygulanarak kontrol altında eğenin ilerlemesine izin verildi. 10-12 sn kadar çalışıldıktan sonra kanaldan çıkarıldı. Bu aletle çalışma boyuna ulaşamadığında 20/.04 GT Series X ile çalışma boyuna ulaşılana kadar şekillendirmeye devam edildi. Apikale ulaşıldıktan sonra sırasıyla 20/.06 ve 30/.04 aletler ile çalışma boyunda preparasyon yapıldı. Apikal preparasyon çalışma boyunda 30/.06 GT Series X ile bitirildi.



Şekil 8. GT Series X

5.Grup (Mtwo) (Şekil 11): 280 devir/dakika hıza ayarlanan elektrikli mikromotora monte edilen Mtwo aletleri sırasıyla şu şekilde kullanıldı: 10/.04 numaralı alet 1.2 N.cm tork değerinde, 15/.05 numaralı alet 1.3 N.cm tork değerinde, 20/.06 numaralı alet 2.1 N.cm tork değerinde, 25/.06 numaralı alet 2.3 N.cm tork değerinde ve 30/.05 numaralı alet 1.2 N.cm tork değerinde çalışma boyunca kullanıldı. Apikal preparasyon 30/.06 numaralı aletin 1.2 N.cm tork değerinde kullanılmasıyla bitirildi. Bu gruptaki tüm eğeler çok hafif basınçla ve küçük aralıklı vuruşlarla oluşturulan fırçalama hareketi ile kullanıldı.



Şekil 11. Mtwo

6.Grup (ProTaper Universal) (Şekil 12): 250 devir/dakika hıza ayarlanan elektrikli mikromotora monte edilen ProTaper Universal aletler sırasıyla şu şekilde kullanıldı: S1 eğe (3.5 N.cm tork değerinde) fırçalama hareketiyle, kanal içinde dirençle karşılaşınca kadar kanal uzunluğunun $\frac{3}{4}$ 'ünden daha kısa olacak şekilde kullanıldı. Yardımcı SX egesi (3.5 N.cm tork değerinde) ile S1 eğenin ilerlediği uzunluğu geçmemek kaydıyla genişletme yapılarak, daha sonra kullanılacak eğeler için apikal yönde doğrusal bir giriş yolu sağlandı. Daha sonra S1 ve S2 eğeler (1.6 N.cm tork değerinde) fırçalama hareketiyle çalışma boyunca kullanıldı. F1 (2 N.cm tork değerinde), F2 (2.5 N.cm tork değerinde) ve F3 eğeler (2.5 N.cm tork değerinde) yumuşak kısa aralıklı it-çek hareketiyle (fırçalama hareketi oluşturmayacak tarzda) çalışma boyuna bir kere ulaşılan dek kullanıldı ve böylece apikal preparasyon 30/.09-.05 boyuta sahip F3 ile bitirildi.



Şekil 12. ProTaper

7.Grup (K-Flexofile) (Şekil 13): Kök kanalı kesmeyen uç tasarımına sahip üçgen kesitli fleksibıl paslanmaz çelik K-Flexofile eğeler ile crown-down yöntemi kullanılarak enstrumante edildi. Kök kanal eğimine göre eğelere önceden şekil verildi ve sadece reaming hareketi ile kullanıldı. Öncelikle başlangıç radyografi üzerinde kök kanal eğimlerinin başladığı noktaya kadar olan kanal boyu hesaplandı ve bu boyu geçmeyecek şekilde ISO 1 ve 2 numaralı Gates-Glidden (GG) frezler (Dentsply/Maillefer) ile koronal kısım şekillendirildi. ISO 40/.02 numaralı K-Flexofile pasif olarak kanala yerleştirildi ve apikale doğru hafif basınç uygulanarak saat yönünde 90-120 derecelik rotasyon hareketi ile çalışıldı. Daha sonra sırasıyla ISO 35/.02, 30/.02, 25/.02, 20/.02 ve 15/.02 numaralı K-Flexofile eğeler aynı hareketle çalışma boyuna ulaşılan dek kullanıldı. Daha sonra apikal üçlü ISO 30/.02 numaralı alete kadar genişletildi. Eğeler arasında ISO 10/.02 numaralı K-tipi eğe çalışma boyuna pasifçe yerleştirildi. Son olarak, ISO 35/.02 ve 40/.02 numaralı K-Flexofile eğelerin kullanıldığı step-back yöntemi ile preparasyon bitirildi.



Şekil 13. K-Flexofile

Tüm gruplarda her bir alet en fazla 4 kanalda kullanıldı ancak bu sayıya ulaşmadan deformasyona uğrayan aletler atıldı. Preparasyon esnasında aletlerin yivleri arasında biriken debrisler sık sık temizlendi. Bütün gruplarda preparasyon esnasında aynı irrigasyon protokolü uygulandı. Her eğeden sonra 2 ml %2.5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonuyla irrigasyon yapıldı ve final yıkamada 5 ml %2.5'lik NaOCl kullanıldı. İrrigasyon iğnesi olarak 30 G'luk yuvarlak uçlu yandan açılan özel endodontik irrigasyon iğnesi (KerrHawe SA, Bioggio, Switzerland) eğilmeden, kanalın en derin yerine kadar ilerletilerek kullanıldı.

3.1.3. Preparasyon Sonrası Görüntülerin Alınması

Şekillendirilen örnekler 3.1.1'de anlatılan radyografik görüntü alma düzeneğine preoperatif görüntülerin alındığı pozisyonda yerleştirilerek aynı rotasyon derecesinde postoperatif radyografik görüntü elde edildi.

3.1.4. Görüntülerin Posterize Edilmesi

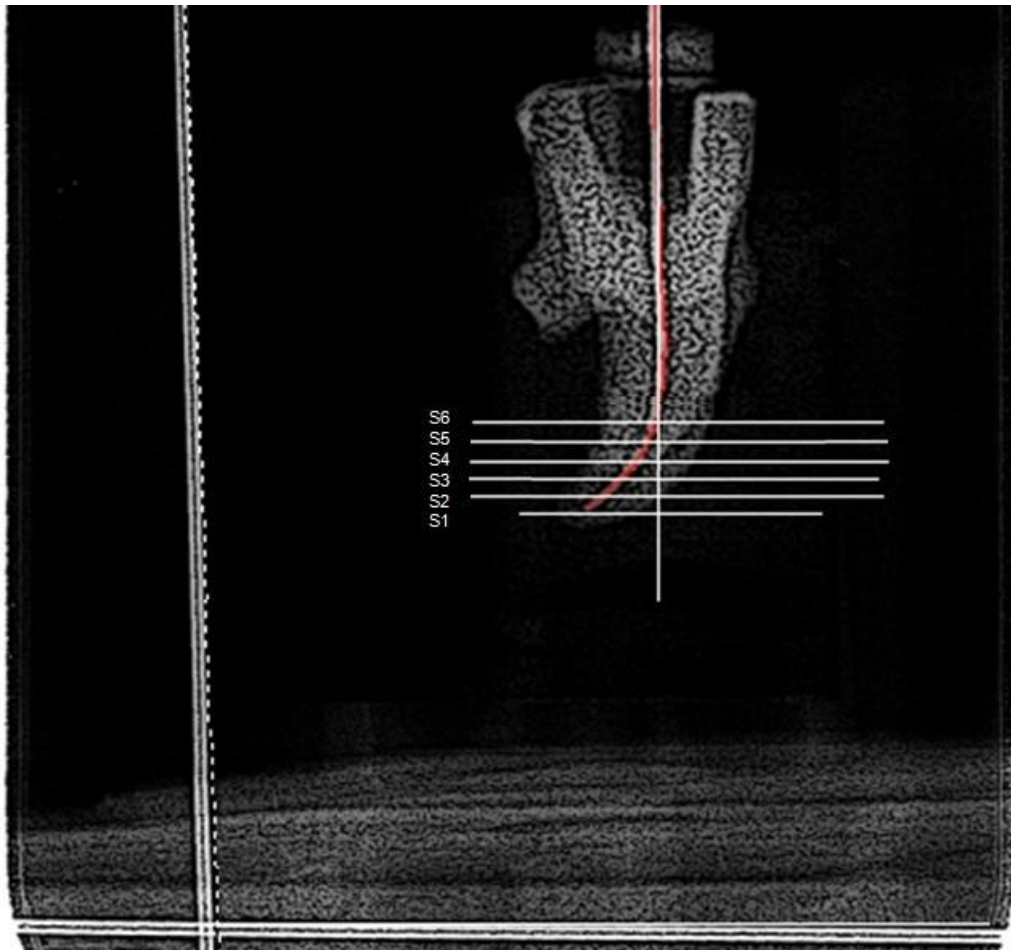
Preparasyon öncesi ve sonrası alınan final dijital radyograflar, dijital radyografik görüntüleme sistemi aracılığıyla Jpeg formatında indirildi ve Adobe Photoshop CS2 (Adobe Systems, Inc., San Jose, CA) yazılımına taşındı. Görüntüler ilk olarak fırça boyutu 6, keskinliği 10 olan basit fırça tipinin kullanıldığı Paint Daub artistik filtreden geçirildi. Tekrardan artistik filtre aracılığıyla alt menüdeki maksimum değerler seçilerek görüntünün sınırları posterize edildi (Şekil 14).

3.1.5. Seviyelendirme İşlemi

Posterize edilmiş final preoperatif radyograf üzerinde kanalın koronal üçlüsünün uzun aksına paralel olarak çizilen doğrunun kanalın uzun aksını terk ettiği nokta (kanal eğiminin başladığı nokta) ile kanal aletinin en uç noktası arasında kalan mesafe AutoCAD yazılım programı kullanılarak 5 eşit parçaya bölündü. Ölçüm yapılacak 6 seviye elde edildi (Şekil 14). D0'a denk gelen eğenin en uç noktası S1 ve kanal eğiminin başladığı yer ise S6 olarak adlandırıldı; diğer eşit parçalar apikalden koronale doğru S2, S3, S4 ve S5 şeklinde isimlendirildi. Tüm örnekler için bu seviyelere denk gelen kanal aletinin apikal foramene olan mesafesi mm cinsinden tespit edildi ve ortalama değerler hesaplandı (Tablo 2).

Tablo 2. D0'a olan ortalama uzaklık değerlerine karşılık gelen seviyeler (n=140)

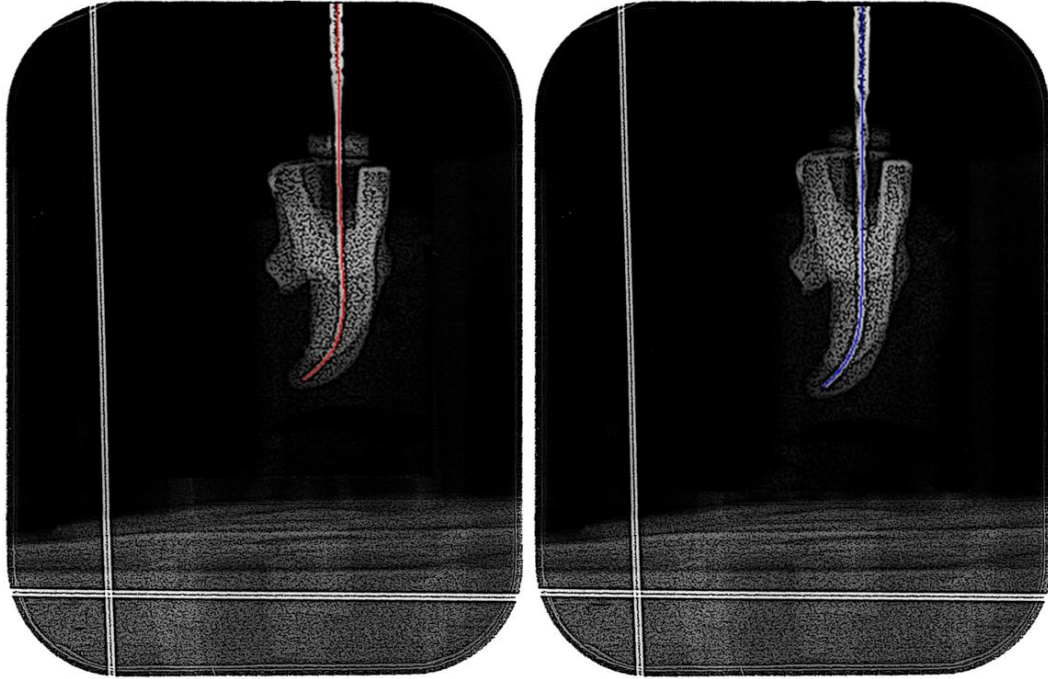
Seviyeler	Ortalama değerler (mm)
S1	0
S2	1.1 ± 0.09
S3	2.5 ± 0.96
S4	3.7 ± 0.85
S5	5.0 ± 0.76
S6	7.1 ± 0.89



şekil 14. Seviyelendirme işleminin uygulandığı örnek bir posterize radyograf görüntüsü.

3.1.6. Preparasyon Öncesi ve Sonrası Alınan Görüntülerin Çakıştırılması ve Analizi

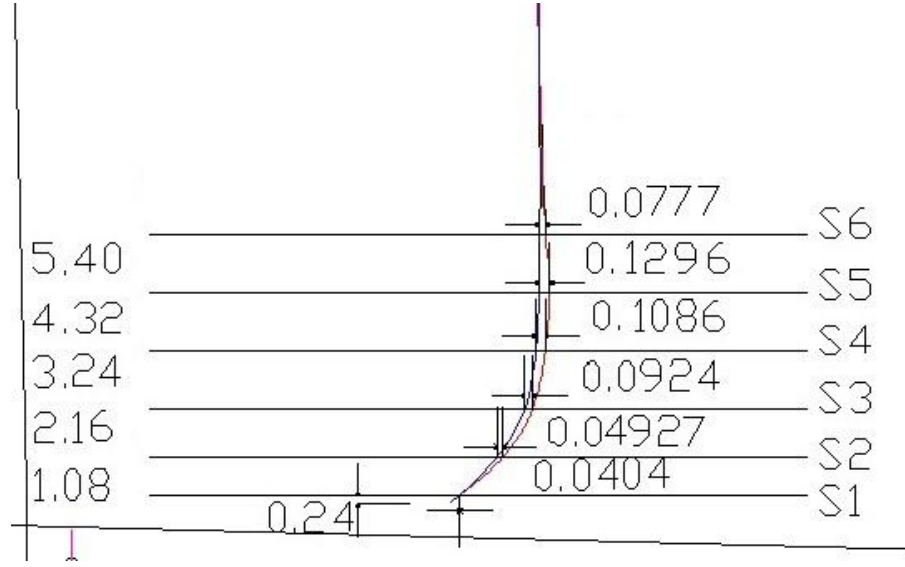
Posterize edilmiş görüntüler, final preoperatif görüntü üzerinde K-tipi eğenin ve postoperatif görüntü üzerinde ilgili gruba ait preparasyonda kullanılan son eğenin merkezi aksının çizilmesi için AutoCAD yazılım programına aktarıldı. Daha sonra, eğenin dış sınırlarını bağlayan bir seri yatay hat çizildi. Bu yatay hatların her birinin orta noktası birleştirilerek eğenin merkez aksı elde edildi (Şekil 15). Diğer taraftan Cartesian sisteminin yansıması çizilerek preparasyon öncesi ve sonrası elde edilen görüntülerin kusursuz bir şekilde çakıştırılması sağlandı. Böylece, tanımlanan seviyelerdeki transportasyon değişikliği AutoCAD yazılım programı kullanılarak net olarak ölçülebildi (Şekil 16).



Şekil 15. Posterize edilmiş a) preoperatif ve b) postoperatif radyografik görüntüler üzerinde eğelerin merkez aksının çizilmesi.

3.2. Çalışma Boyu Değişikliğinin Değerlendirilmesi

Yukarıda anlatılan düzenek ve çakıştırma yöntemi kullanılarak D0 noktasındaki preoperatif ve postoperatif ege uçları arasındaki mesafe ölçüldü. Böylece çalışma boyu değişikliği de tespit edildi (Şekil 16).



Şekil 16. Preoperatif ve postoperatif aksların çakıştırılmasıyla altı seviyede elde edilen transportasyon değerleri (ortada),seviyelere karşılık gelen mesafe değerleri (solda) ve çalışma boyu değişikliği miktarı (altta).

3.3. Kök Kanal Temizleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi

3.3.1. Kök Segmentlerinin Elde Edilmesi

Çalışmanın ilk basamağının ardından aynı grupları oluşturan kök kanal eğe sistemlerinin kanal temizliği etkinliğinin değerlendirilebilmesi için çalışmanın ilk aşamasında kullanılan dişler gömülü oldukları akrilik rezinden temizlendi ve dekorone edildi. Daha sonra MB kökün bukkal ve palatinal yüzeylerinde kökün uzun aksına paralel olacak şekilde bir separeyle koronalden apikale kadar uzanan iki derin oluk hazırlandı. Bu olukların hiçbir noktada kanalın içine ulaşmamasına dikkat edildi. Daha sonra, bir keski ile bir yüzeydeki derin oluktan kuvvet uygulanarak kökler ikiye ayrıldı. Bu parçaların kanal sınırları mikroskop altında kontrol edilerek oluk açma işlemi sırasında sınırların bozulduğundan şüphelenilen örnekler araştırma dışı bırakıldı. Ayrıca, eğri eğime sahip kökler üzerinde ayırma işlemi yapıldığından bu oluk açma işlemi sırasında sapma meydana gelen kökler de araştırmadan çıkarıldı. Bu elemeler sonucunda her gruba ait örnek sayısı 10 örnekte sabitlendi.

3.3.2. Kök Segmentlerinin SEM’de İncelenmesi ve Değerlendirilmesi

Her bir örneğin kök kanal temizliği kalitesinin tespiti için öncelikle apikal, orta ve koronal bölgelerden SEM ile debris değerlendirmesi için 500 büyütmede, smear tabakası değerlendirmesi için ise 2500 büyütmede görüntüler sağlandı. Elde edilen görüntüler

Hülsmann ve ark.'nın (155) numerik değerlendirme skalasına göre skorlandırılarak değerlendirildi. Bu numerik skalanın debris skorları: (i) skor 1, çok az debris partiküllerinin gözlemlendiği temiz kanal duvarı; (ii) skor 2, çok küçük konglomerasyonlar (topaklanmalar); (iii) skor 3, kanal duvarlarının %50'sinden daha azını kaplayan birçok topaklanma; (iv) skor 4, kanal duvarlarının %50'sinden fazlasının debrisyle örtülmesi ve (v) skor 5, kanal duvarlarının tamamının veya neredeyse tamamının debrisyle örtülmesi şeklindeyken, smear tabakası skorları ise şöyle sunulmaktadır: (i) skor 1, hiç smear tabakası yok ve bütün dentin tübüllerinin ağızları apaçık ortada; (ii) skor 2, küçük miktarda smear tabakası mevcut ve dentin tübüllerinin çoğunun ağızı açık, (iii) skor 3, neredeyse tüm kanal duvarlarının üzeri homojen smear tabakası ile örtülü ve çok az dentin tübülünün ağızı açık (iv) skor 4, tüm kanal duvarlarının üzeri homojen smear tabakası ile örtülü ve dentin tübüllerinin ağızı kapalı ve (v) skor 5, tüm kanal duvarlarını örten kalın homojen bir tabaka varlığı şeklindedir.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Her gruba ait ilgili seviyelerdeki kanal transportasyon miktarları ve çalışma boyu değişikliği verilerinin maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Bu gruplara ait ortalama değerler ANOVA ve posthoc Tukey HSD istatistik testleri kullanılarak karşılaştırıldı. İstatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığın göstergesi olarak $p \leq 0.05$ değeri kabul edildi.

Eğim yarıçapı ile kanal transportasyonu arasındaki ilişkinin hangi preparasyon seviyelerinde olduğunu tespit etmek için Pearson bağıntı analizi kullanıldı. Bu parametreler arasındaki bağıntının önemli olduğu seviyelerde ($p \leq 0.05$) bu bağıntının şiddeti bağıntı katsayısına göre belirlendi.

Debris ve smear tabakası değerlendirmesinde elde edilen SEM skor verileri ayrı ayrı kaydedildi. Veriler normal dağılıma uymadığından tek yönlü varyans analizinin non parametrik karşılığı olan Kruskal-Wallis testi kullanılarak grupların ortancaları karşılaştırıldı. İlaveeten, bu analiz ile anlamlı farkların belirlendiği durumlarda bu farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için ikişerli grup karşılaştırmaları Mann-Whitney U testi ile yapıldı ($p \leq 0.001$).

4. BULGULAR

4.1. Kanal Transportasyon Miktarı

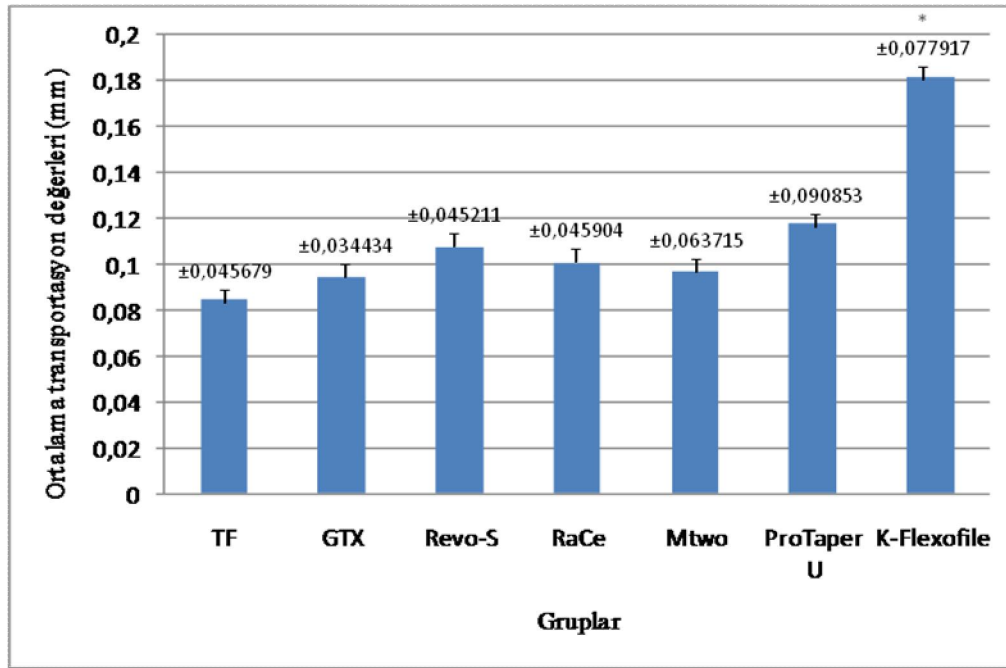
S1 seviyesinde; tüm gruplarda transportasyon meydana geldiği, fakat K-Flexofile paslanmaz çelik ege grubunun diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha fazla transportasyona neden olduğu gözlenmiştir ($p<0.05$) (Tablo 3). Bununla birlikte, diğer gruplar arasında önemli herhangi bir fark yoktu ($p>0.05$). Ayrıca, tüm gruplardaki transportasyonun yönü kanalın dış duvarına doğru pozitif transportasyona neden olmuştur (Şekil 17).

Tablo 3. S1 seviyesindeki (D0) kanal transportasyon miktarları (mm)

	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaperU	K-Flexofile
Ortalama değer	0,08465 ^a	0,09445 ^a	0,1078 ^a	0,10045 ^a	0,09685 ^a	0,11815 ^a	0,1816 ^b
Standart sapma	±0,045679	±0,034434	±0,045211	±0,045904	±0,063715	±0,090853	±0,077917

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p<0.05$).

S2 seviyesinde; tüm gruplarda transportasyon meydana geldiği, fakat K-Flexofile paslanmaz çelik ege grubunun diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha fazla transportasyona neden olduğu gözlenmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4). Bununla birlikte, diğer gruplar arasında önemli herhangi bir fark yoktu ($p>0.05$). Ayrıca, tüm gruplardaki transportasyonun yönü, kanalın dış duvarına doğru pozitif transportasyona neden olmuştur (Şekil 18).



Şekil 17. S1 seviyesindeki (D0) kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

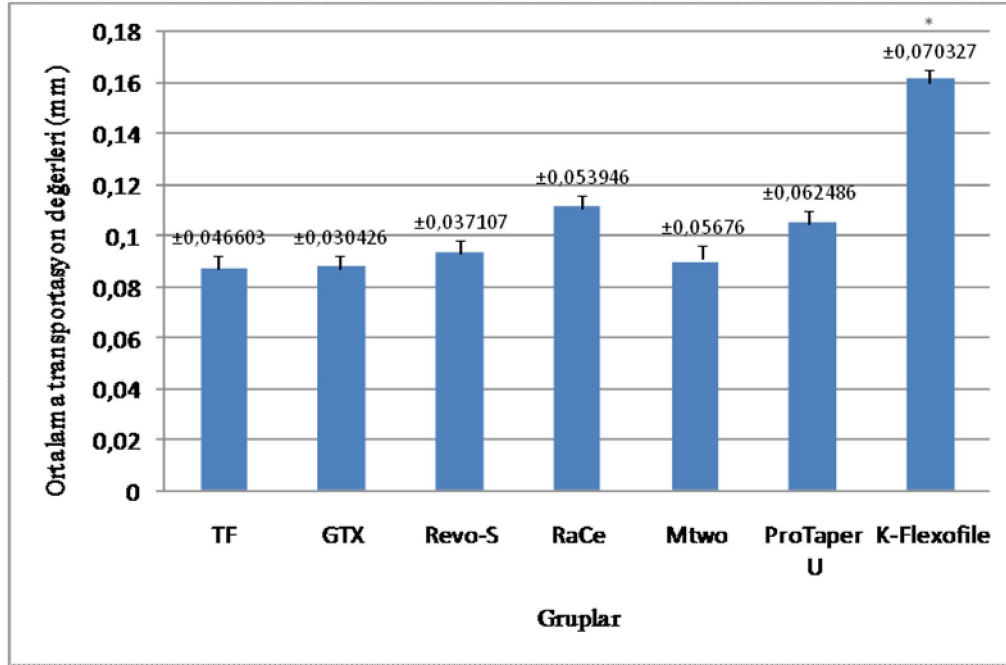
Tablo 4. S2 seviyesindeki (D0'dan ortalama 1.1 mm uzaklıkta) kanal transportasyon miktarları (mm)

	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaperU	K-Flexofile
Ortalama değer	0,0874 ^a	0,0878 ^a	0,0935 ^a	0,11135 ^a	0,08935 ^a	0,10505 ^a	0,16215 ^b
Standart sapma	±0,046603	±0,030426	±0,037107	±0,053946	±0,05676	±0,062486	±0,070327

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p < 0.05$).

S3 seviyesinde, tüm gruplarda transportasyon meydana geldiği, fakat ProTaper Universal NiTi döner aletlerle ve K-Flexofile paslanmaz çelik eğelerle yapılan kanal preparasyonunun diğer gruplara göre, istatistiksel açıdan, fark sağlayacak büyüklükte transportasyona neden olduğu gösterilmiştir ($p < 0.05$) (Tablo 5). Bununla birlikte, diğer gruplar arasında önemli herhangi bir fark yoktu ($p > 0.05$). Ayrıca, ProTaper Universal ve

K-Flexofile grupları, kanalın dış duvarına doğru pozitif yönde, diğer gruplar ise kanalın iç duvarına doğru negatif yönde transportasyona neden olmuştur (Şekil 19).



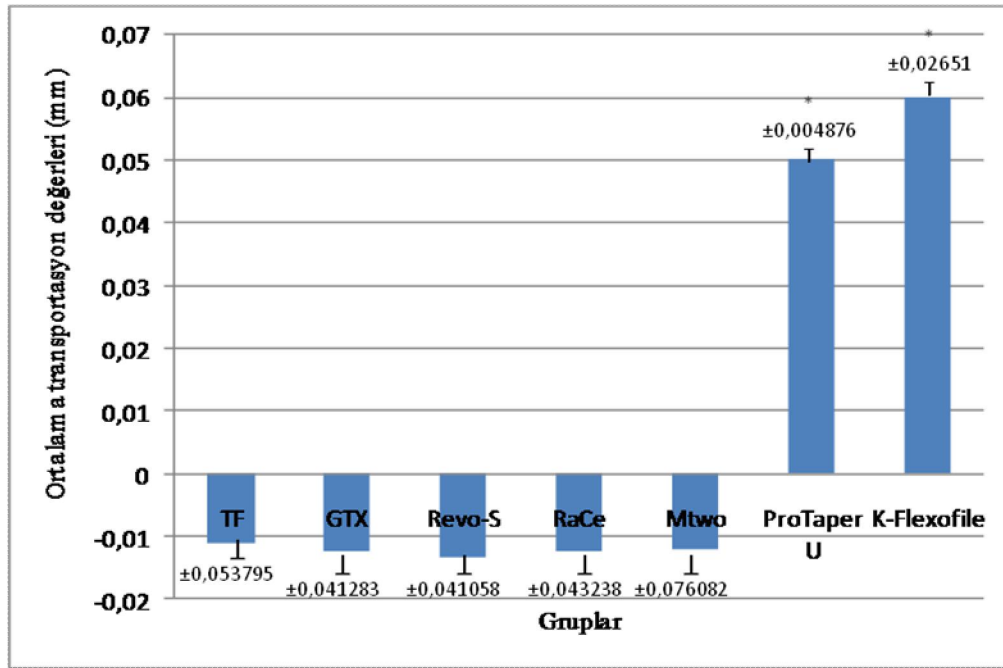
Şekil 18. S2 seviyesindeki (D0'dan ortalama 1.1 mm uzaklıkta) kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

Tablo 5. S3 seviyesindeki (D0'dan ortalama 2.5 mm uzaklıktaki) kanal transportasyon miktarları (mm)

	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaper	K-Flexofile
Ortalama değer	-0,0110 ^a	-0,01229 ^a	-0,01338 ^a	-0,01236 ^a	-0,01195 ^a	0,05010 ^b	0,05015 ^b
Standart sapma	±0,053795	±0,041283	±0,041058	±0,043238	±0,076082	±0,004876	±0,02651

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p < 0.05$).

S4 seviyesinde, bütün gruplarda transportasyon meydana geldiği, fakat gruplar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark olmadığı görülmektedir ($p > 0.05$) (Tablo 6). Grupların hepsi kanalın iç duvarına doğru negatif yönde transportasyona neden olmuştur (Şekil 20).



Şekil 19. S3 seviyesindeki (D0'dan ortalama 2.5 mm uzaklıktaki) kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

Tablo 6. S4 seviyesindeki (D0'dan ortalama 3.7 mm uzaklıktaki) kanal transportasyon miktarları (mm)

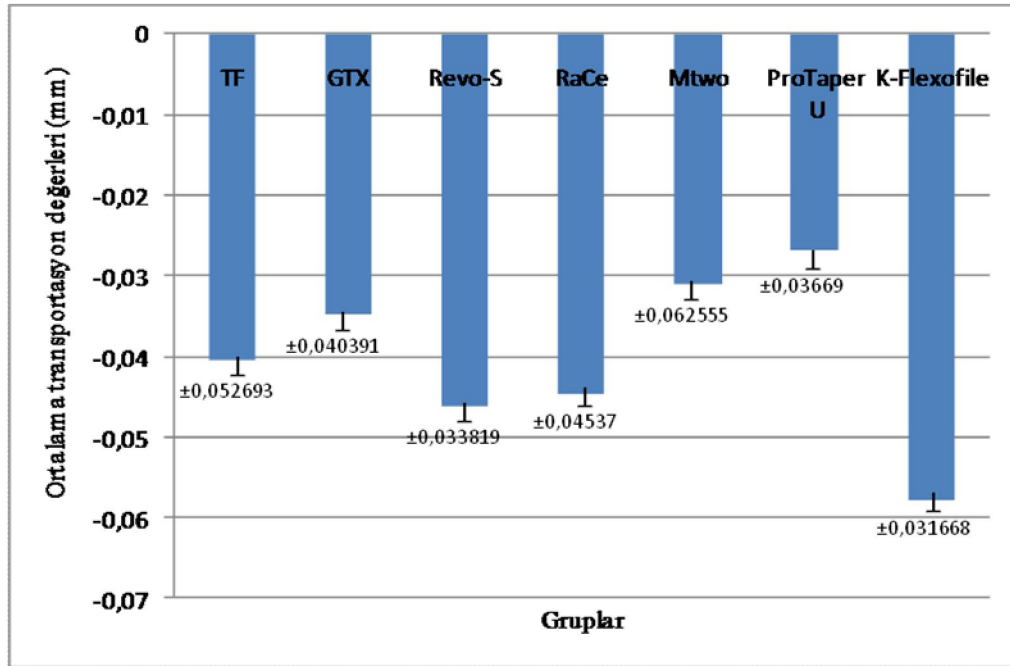
	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaper	K-Flexofile
Ortalama değer	-0,0404 ^a	-0,0349 ^a	-0,0462 ^a	-0,04475 ^a	-0,0311 ^a	-0,02695 ^a	-0,0579 ^a
Standart sapma	±0,052693	±0,040391	±0,033819	±0,04537	±0,062555	±0,03669	±0,031668

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p < 0.05$).

S5 seviyesinde, bütün gruplarda transportasyon meydana geldiği, fakat gruplar arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark olmadığı görülmüştür ($p > 0.05$) (Tablo 7). Ayrıca, grupların tümü kanalın iç duvarına doğru negatif yönde transportasyona neden olmuştur (Şekil 21).

S6 seviyesinde, tüm gruplarda transportasyon meydana gelmiştir, fakat K-Flexofile paslanmaz çelik eğe grubu TwistedFile grubundan istatistiksel olarak önemli derece farklı

transportasyona neden olurken ($p<0.05$) diğer gruplarla bu bakımdan önemli bir fark oluşturmamıştır ($p>0.05$). Bununla birlikte TwistedFile grubu K-Flexofile dışındaki gruplarla benzer transportasyon miktarı göstermiştir ($p>0.05$) (Tablo 8). Ayrıca, tüm gruplar kanalın iç duvarına doğru negatif yönde transportasyona neden olmuştur (Şekil 22).

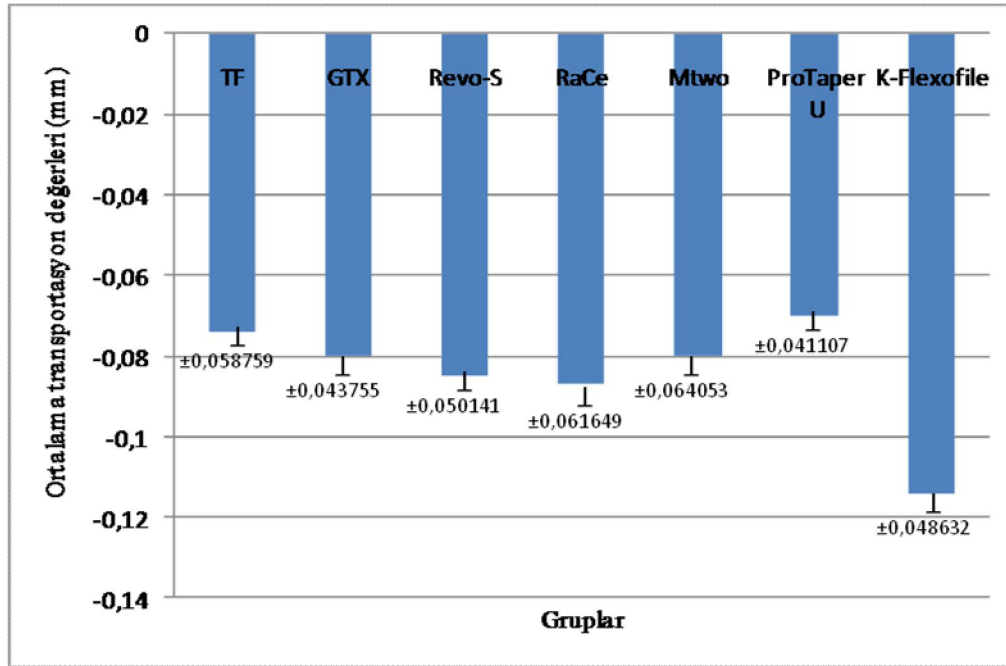


Şekil 20. S4 seviyesindeki (D0'dan ortalama 3.7 mm uzaklıkta)kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

Tablo 7. S5 seviyesindeki (D0'dan ortalama 5 mm uzaklıktaki)kanal transportasyon miktarları (mm)

	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaper	K-Flexofile
Ortalama değer	-0,074 ^a	-0,0801 ^a	-0,08515 ^a	-0,08685 ^a	-0,08015 ^a	-0,0699 ^a	-0,11445 ^a
Standart sapma	±0,058759	±0,043755	±0,050141	±0,061649	±0,064053	±0,041107	±0,048632

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p<0.05$).

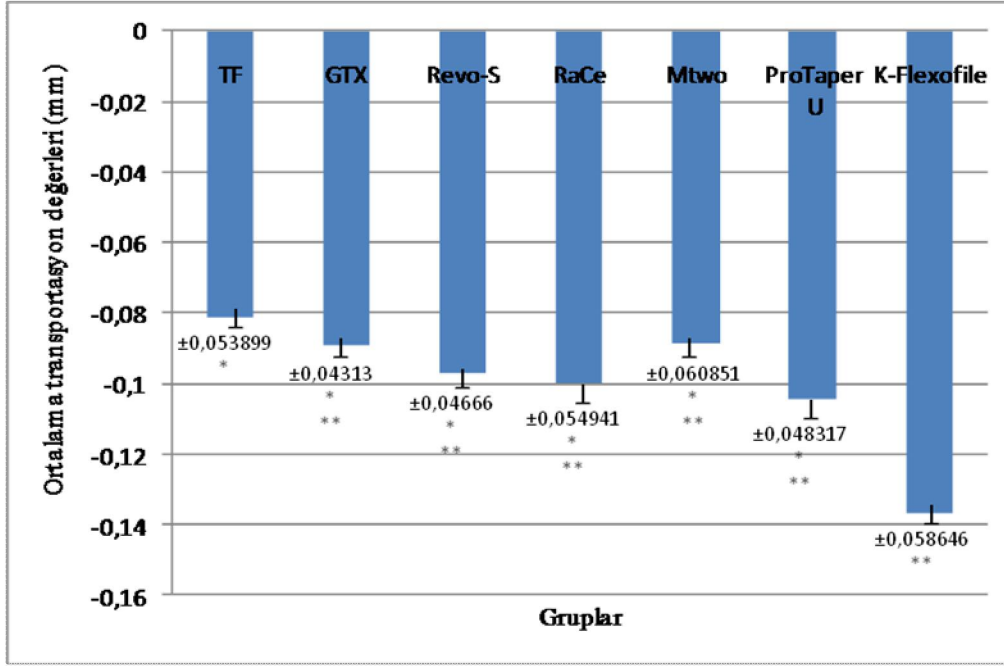


Şekil 21. S5 seviyesindeki (D0'dan ortalama 5 mm uzaklıkta) kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

Tablo 8. S6 seviyesindeki (D0'dan ortalama 7.1 mm uzaklıktaki) kanal transportasyonunun miktarları (mm)

	TF	GTX	Revo-S	RaCe	Mtwo	ProTaper	K-flexofile
Ortalama değer	-0,08095 ^a	-0,0891 ^{a,b}	-0,0973 ^{a,b}	-0,09965 ^{a,b}	-0,08835 ^{a,b}	-0,10455 ^{a,b}	-0,13675 ^b
Standart sapma	±0,053899	±0,04313	±0,04666	±0,054941	±0,060851	±0,048317	±0,058646

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p < 0.05$).



Şekil 22. S6 seviyesindeki (D0'dan ortalama 7.1 mm uzaklıktaki) kanal transportasyonunun miktarı ve yönü (mm)

4.2. Çalışma Boyu Değişikliğinin İncelenmesi

TwistedFile, GT Series X, Revo-S, RaCe ve Mtwo NiTi döner sistemlerle preparasyon sonucunda bir miktar çalışma boyu kaybı oluşurken ProTaper Universal ve K-Flexofile gruplarında taşkın preparasyon gözlenmiştir (Tablo 9). Bununla birlikte, çalışma boyu değişikliği bakımından sadece K-Flexofile grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık ortaya çıkmıştır ($p < 0.05$).

4.3. Eğim Yarıçapı ile Kanal Transportasyonu Arasındaki İlişki

Eğim yarıçapı ile kanal transportasyonunun ölçüldüğü seviyelerde elde edilen transportasyon miktarı arasında negatif yönlü bağıntı (korelasyon) bulunduğu ($p < 0.05$) Spearman ikili bağıntı analizi ile değerlendirilmiştir (Tablo 10). Genel olarak eğim yarıçapı azaldığında transportasyon miktarının arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Bununla birlikte, bu bağıntının hangi seviye veya seviyelerde ne kadar güçlü olduğu Şekil 23 - 28 arasında gösterilmiştir.

Tablo 9. Gruplardaki ortalama çalışma boyu (ÇB) değişikliği (mm)

Gruplar	n	Ortalama ÇB değişikliği
TF ^a	20	-0.129 ± 0.0644
GTX ^a	20	-0.111 ± 0.0401
Revo-S ^a	20	-0.142 ± 0.0770
RaCe ^a	20	-0.147 ± 0.1098
Mtwo ^a	20	-0.135 ± 0.0281
Protaper ^a	20	0.254 ± 0.0915
K-Flexofile ^b	20	0.586 ± 0.1780
Toplam	140	-0,088 ± 0,0333

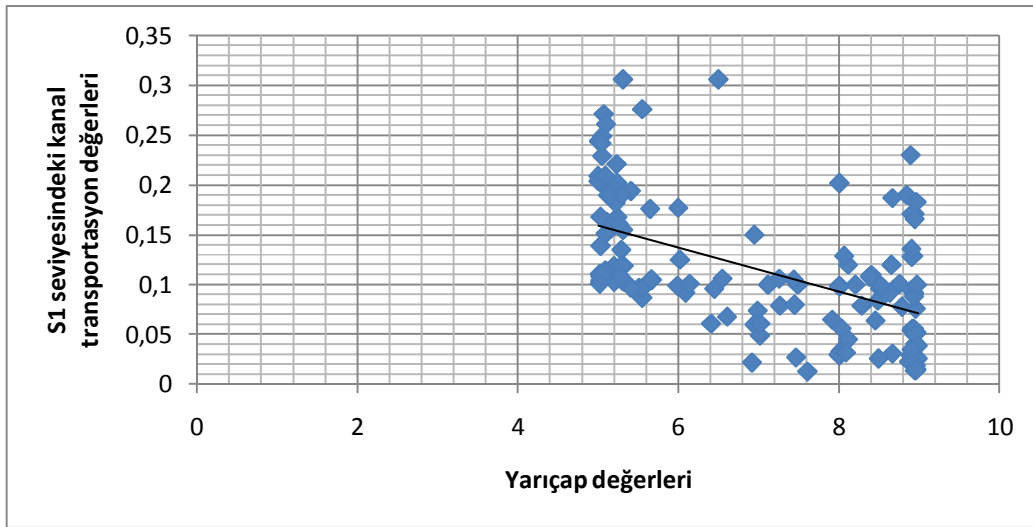
Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($p < 0.05$).

Tablo 10. Eğim yarıçapı ile kanal transportasyonu arasındaki Pearson bağıntısı

	Kanal transportasyonu					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Yarıçap	-0,54*	-0,43*	-0,277*	-0,294*	-0,24*	-0,181*
N	140	140	140	140	140	140

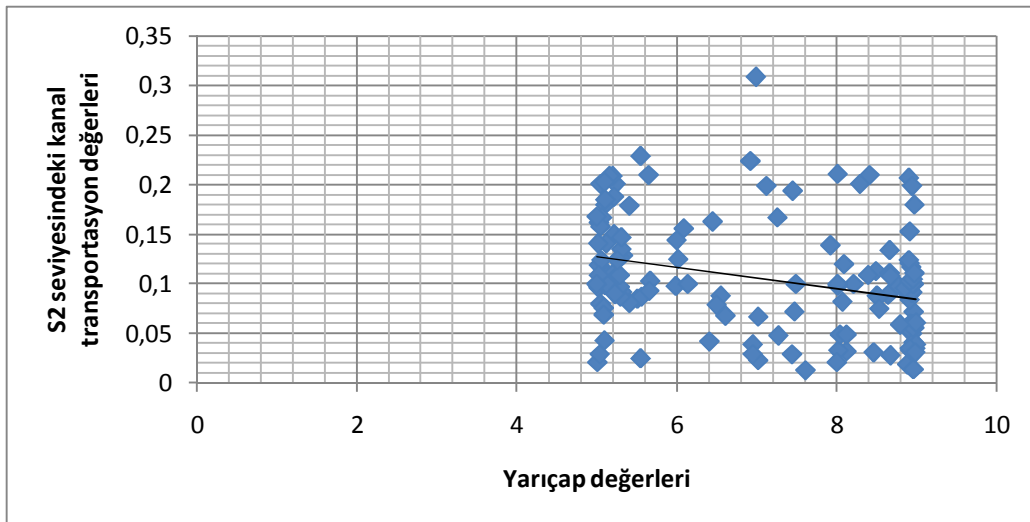
*Bağıntı 0.05 seviyesinde önemlilik arz etmektedir.

Spearman bağıntı katsayısı -0,54 olduğundan S1 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında orta dereceli negatif bir bağıntı vardır (Şekil 23).



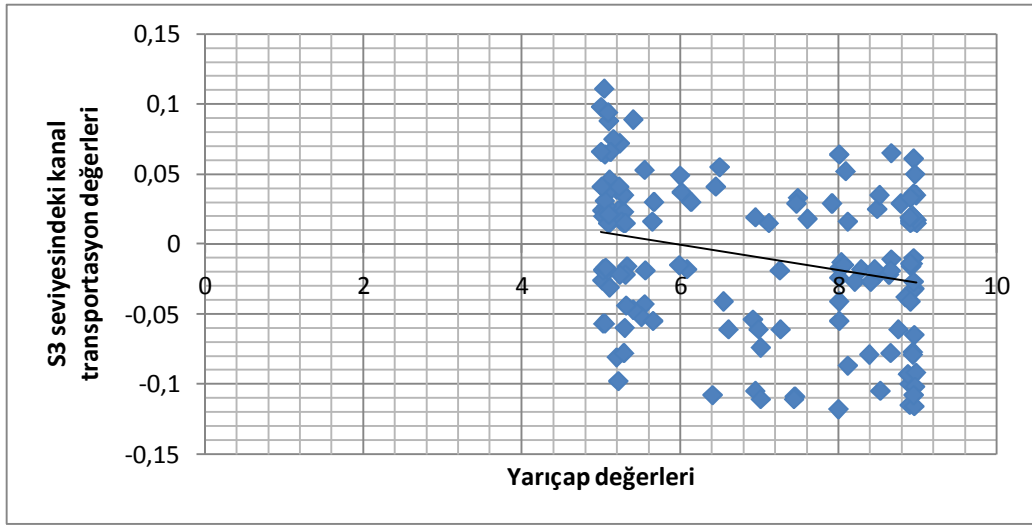
Şekil 23. S1 seviyesindeki kanal transportasyon miktarlarının eğim yarıçaplarına göre saçılımı

Spearman bağıntı katsayısı $-0,43$ olduğundan S2 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında orta dereceli negatif bir bağıntı vardır (Şekil 24).



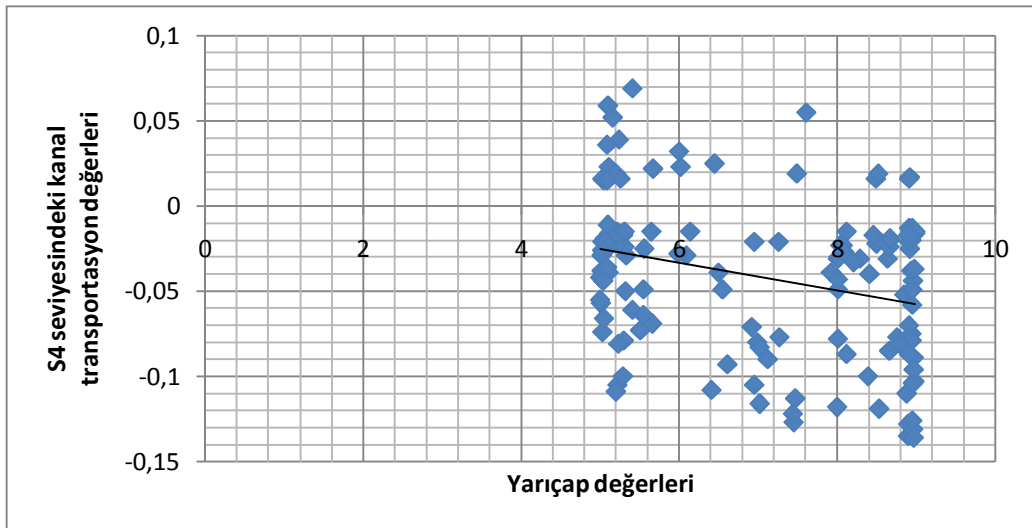
Şekil 24. S2 seviyesindeki kanal transportasyon miktarlarının eğim yarıçaplarına göre saçılımı

Spearman bağıntı katsayısı $-0,277$ olduğundan S3 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında zayıf bir bağıntı söz konusudur (Şekil 25).



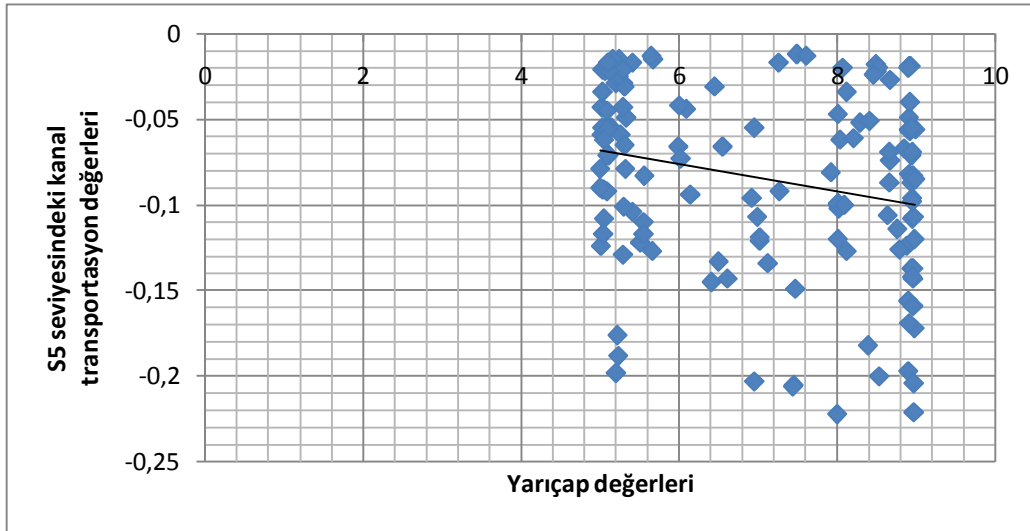
Şekil 25. S3 seviyesindeki kanal transportasyon miktarlarının eğim yarıçaplarına göre saçılımı

Spearman bağıntı katsayısı $-0,294$ olduğundan S4 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında zayıf bir bağıntı söz konusudur (Şekil 26).



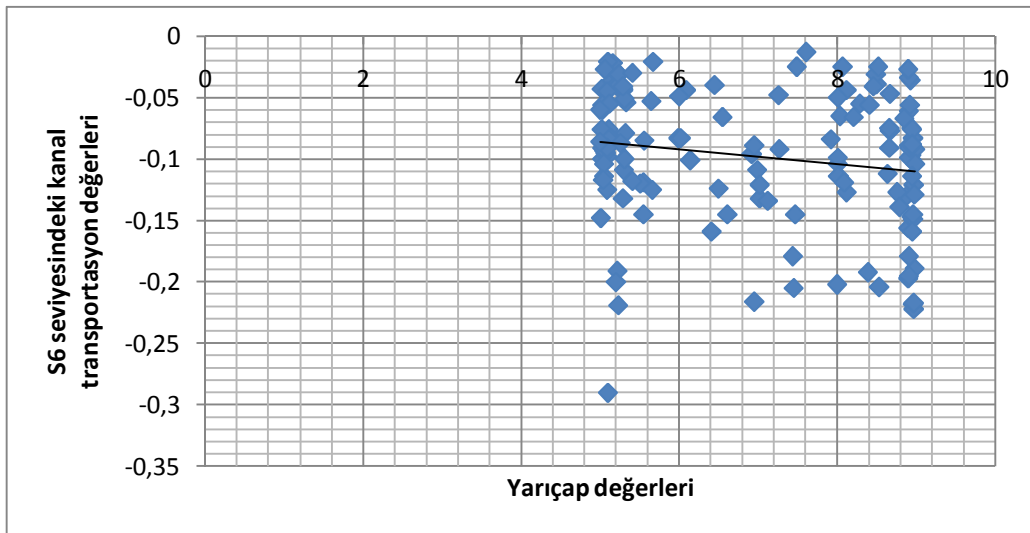
Şekil 26. S4 seviyesindeki kanal transportasyon miktarlarının eğim yarıçaplarına göre saçılımı

Spearman bağıntı katsayısı $-0,24$ olduğundan S5 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında zayıf bir bağıntı söz konusudur (Şekil 27).



Şekil 27. S5 seviyesindeki kanal transportasyon miktarlarının eğim yarıçaplarına göre saçılımı

Spearman bağıntı katsayısı -0,181 olduğundan S6 seviyesinde meydana gelen kanal transportasyonu ile eğim yarıçapı arasında çok zayıf bir bağıntı söz konusudur (Şekil 28).



Şekil 28. S6 seviyesindeki kanal transportasyon değerlerinin eğim yarıçaplarına göre saçılımı

4.4. Kök Kanal Temizleme Etkinliği

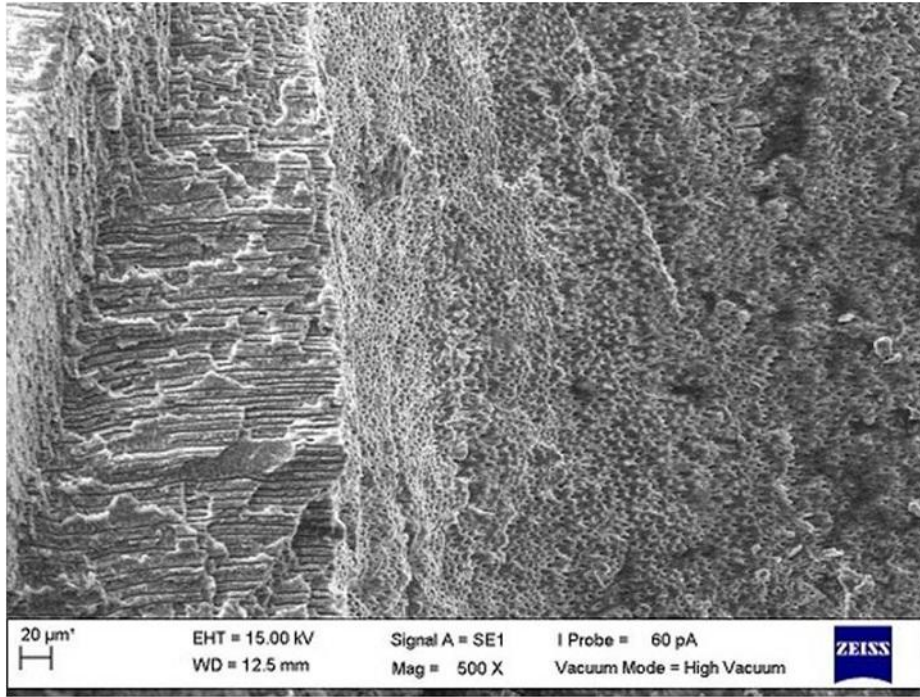
4.4.1. Debris Skorlarının İncelenmesi

Gruplara ait debris skorları Tablo 11’de detaylıca gösterilmiştir. Kök kanallarının hiçbirinde, tamamen temizlenmiş kanal duvarı gözlenmedi. Her bir debris skoru için örnek resimler (Şekil 29 - 33) aşağıda gösterilmiştir. Debris skorları bakımından kanalın koronal, orta ve apikal üçlü bölgelerinde ve total kanal alanında gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

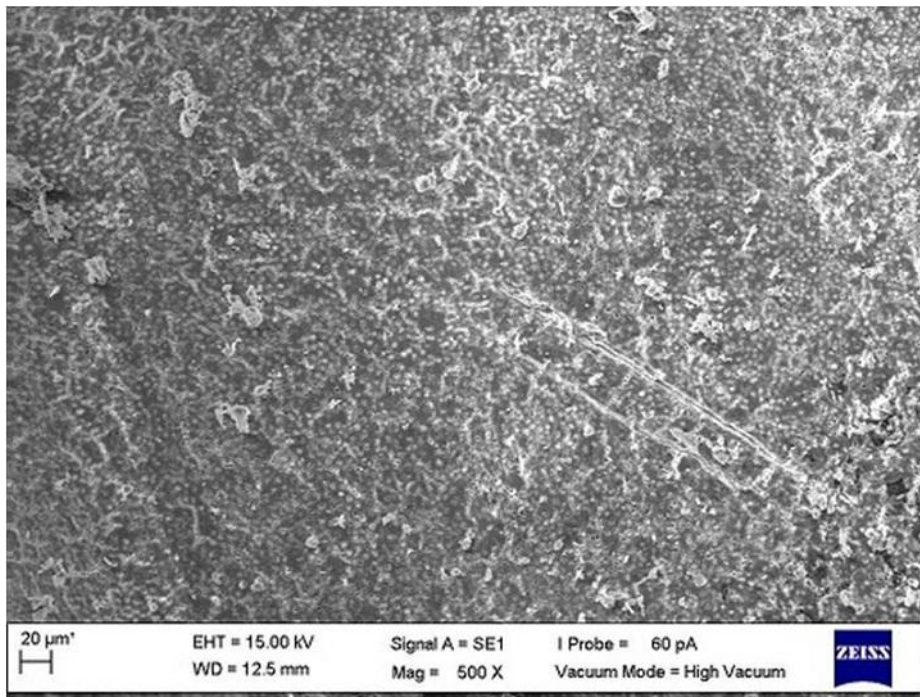
Kullanılan preparasyon yöntemi dikkate alınmaksızın koronal, orta ve apikal üçlü debris temizleme açısından ayrı ayrı değerlendirildiğinde koronal üçlü ile orta üçlü bölgeleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p=0,315$) apikal üçlü bölgesinde diğer iki bölgeye göre istatistiksel olarak önemli derecede daha fazla debris bırakıldığı tespit edildi ($p=0.001$).

Tablo 11. Preparasyon gruplarına göre elde edilen debris skorları (n=10).

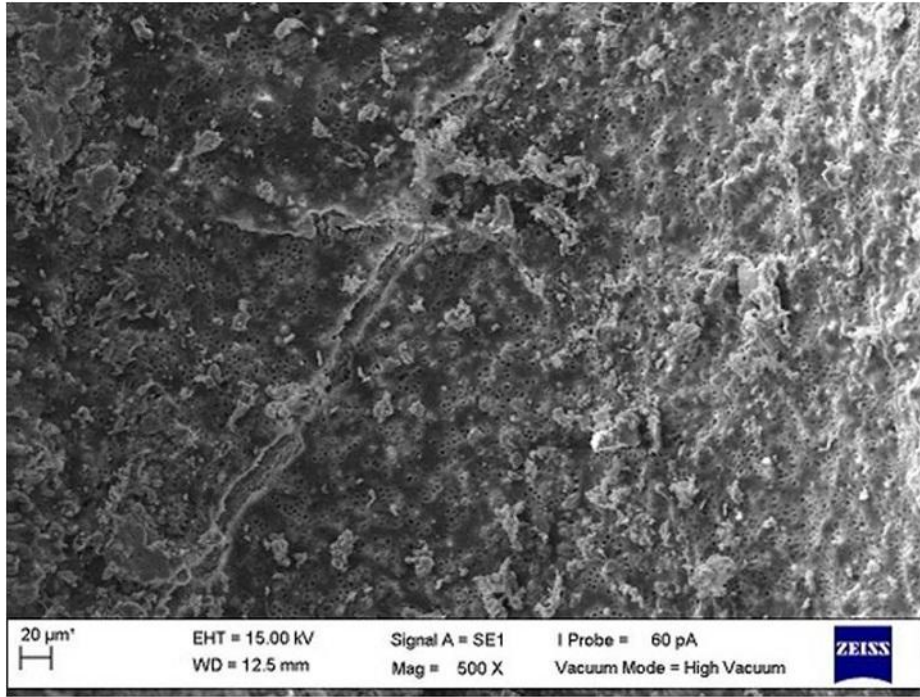
	Koronal üçlü skorları					Orta üçlü skorları					Apikal üçlü skorları					Total skor				
Preparasyon Sistemi	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
TF	2	3	4	1	-	4	2	2	2	-	-	4	3	2	1	6	9	9	5	1
GTX	4	4	1	1	-	3	3	2	2	-	-	2	2	4	2	7	9	5	7	2
Revo-S	3	4	2	1	-	3	5	2	-	-	-	4	3	1	2	6	13	7	2	2
RaCe	-	4	3	2	1	2	3	3	2	-	-	3	2	2	3	2	10	8	6	4
Mtwo	1	2	5	1	1	1	3	5	1	-	1	3	4	1	1	3	8	14	3	2
ProTaper U.	2	3	4	1	-	2	5	3	-	-	-	3	4	1	2	4	11	11	2	2
K-Flexofile	3	4	3	-	-	4	4	2	-	-	1	2	4	1	2	8	10	9	1	2
P değeri	0,127					0,466					0,759					0,216				



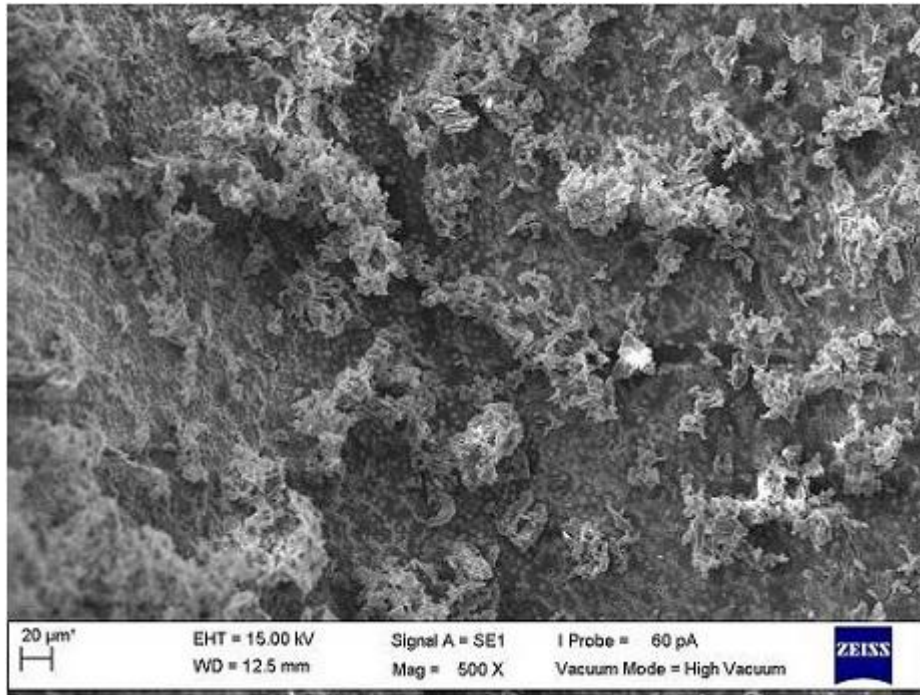
Şekil 29. Kanalın orta üçlü bölgesinden 500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarının görüntüsü. Kanal duvarı neredeyse debristen yoksun (Skor 1).



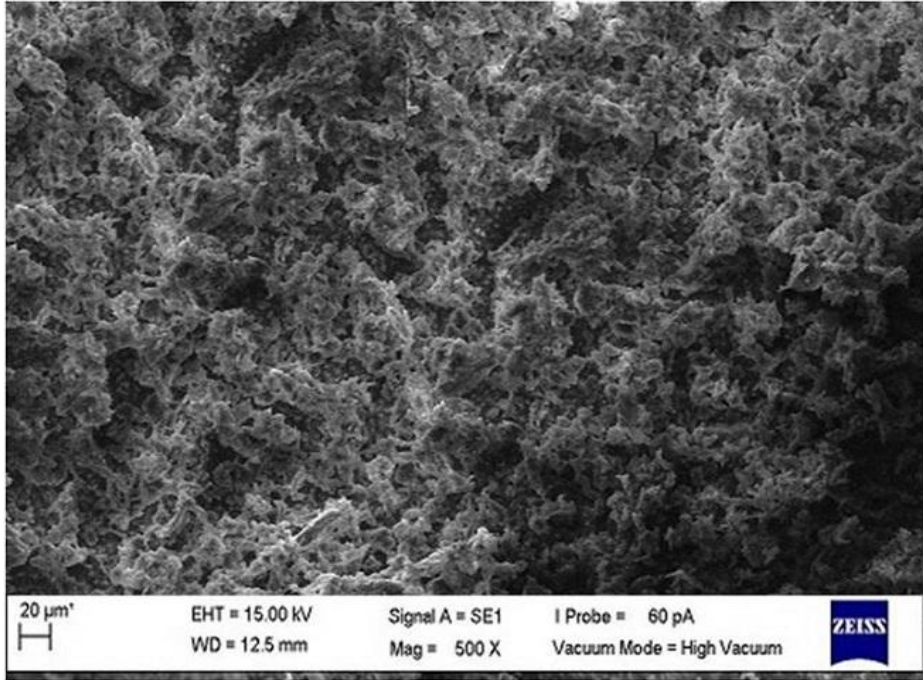
Şekil 30. Kanalın orta üçlü bölgesinden 500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarının görünümü. Kanal duvarı üzerinde küçük miktarda öbek öbek debris mevcut (Skor 2).



Şekil 31. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Kanal duvarında toplamda %50 oranını geçmeyecek şekilde öbek öbek debris mevcut (Skor 3).



Şekil 32. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Kanal duvarının %50'sinden fazlası debrisle kaplı (Skor 4).



Şekil 33. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Kanal duvarı neredeyse tamamen debrisle kaplı (Skor 5).

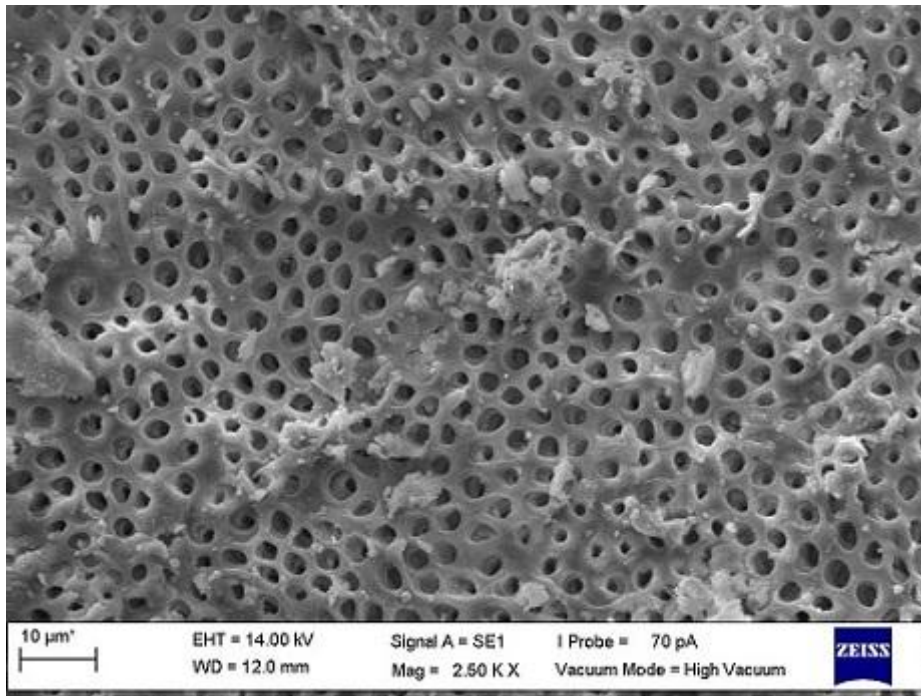
4.4.2. Smear Tabakası Skorlarının İncelenmesi

Gruplara ait smear tabakası skorları Tablo 12’de detaylıca gösterilmiştir. Kök kanallarının hiçbirinde oluşan smear tabakası tamamen uzaklaştırılamadı. Her bir smear tabakası skoru için örnek resimler (Şekil 34 - 38) aşağıda gösterilmiştir. Smear tabakası skorları bakımından kanalın koronal, orta ve apikal üçlü bölgelerinde ve total kanal alanında gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

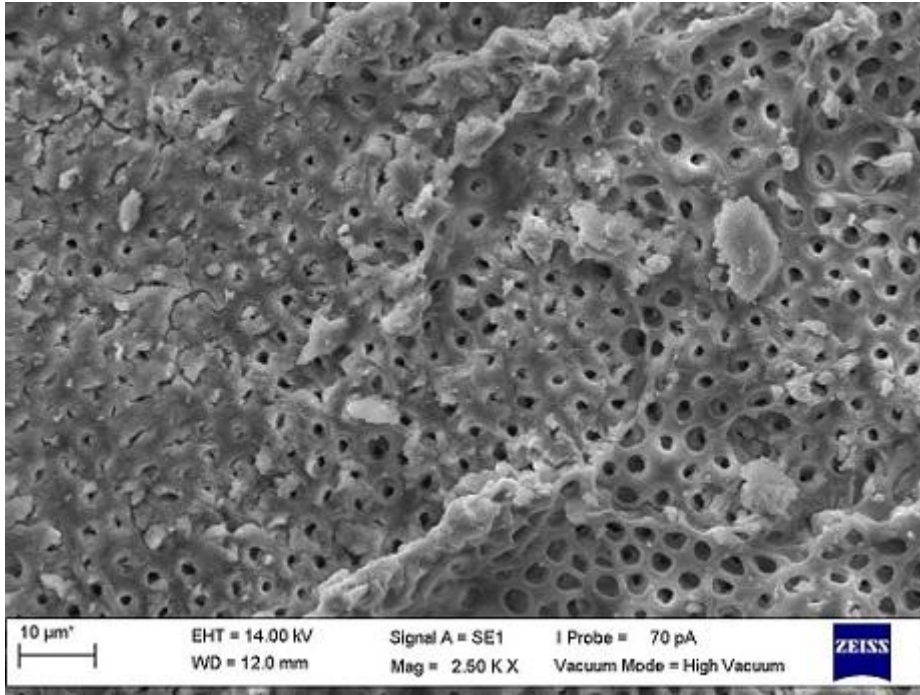
Kullanılan preparasyon yönteminden bağımsız olarak smear tabakasını uzaklaştırma bakımından koronal üçlü ile orta üçlü arasında fark gözlenmedi ($p=0.058$). Diğer taraftan apikal üçlü bölgesinde diğer bölgelere göre daha fazla smear tabakası oluşurken bu fark istatistiksel olarak önemliydi ($p=0.001$).

Tablo 12. Enstrümanlara göre smear tabakası skor değerleri (n=10).

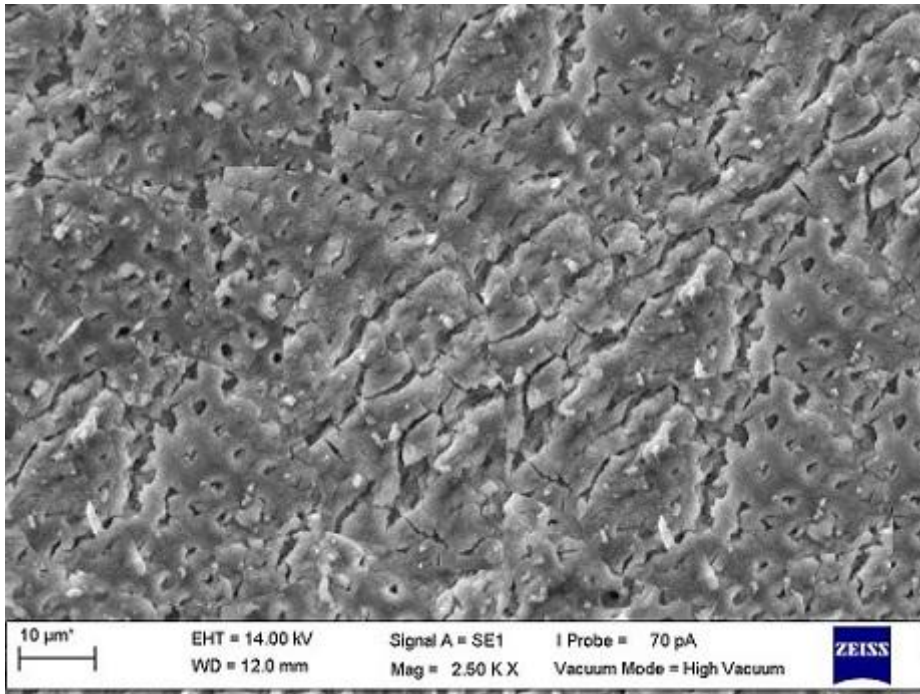
	Koronal üçlü skorları					Orta üçlü skorları					Apikal üçlü skorları					Total skor				
Preparasyon sistemleri	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
TF	2	4	2	1	1	4	4	1	1	-	-	5	2	2	1	6	13	5	4	2
GTX	-	5	2	2	1	4	3	3	-	-	-	-	2	4	4	4	8	7	6	5
Revo-S	2	3	4	1	-	2	4	3	-	1	-	2	2	4	2	4	9	9	5	3
RaCe	-	3	1	3	3	2	3	3	1	1	-	1	4	2	3	2	7	8	6	7
Mtwo	2	3	4	1	-	1	2	5	2	-	-	2	4	3	1	3	7	13	6	1
ProTaper U.	1	2	4	3	-	1	3	4	1	1	-	1	3	2	4	2	6	11	6	5
K-Flexofile	1	3	3	3	-	1	4	4	-	1	-	6	-	2	2	2	13	7	5	3
P değerleri	0,842					0,117					0,097					0,094				



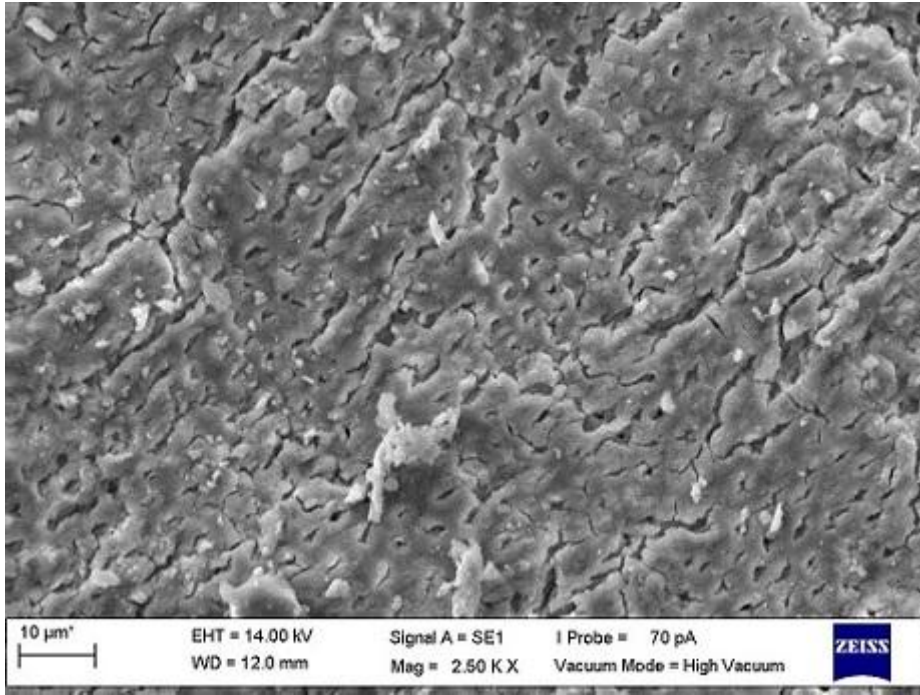
Şekil 34. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 2500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Neredeyse tüm dentin tübüllerinin ağzı açık (Skor 1).



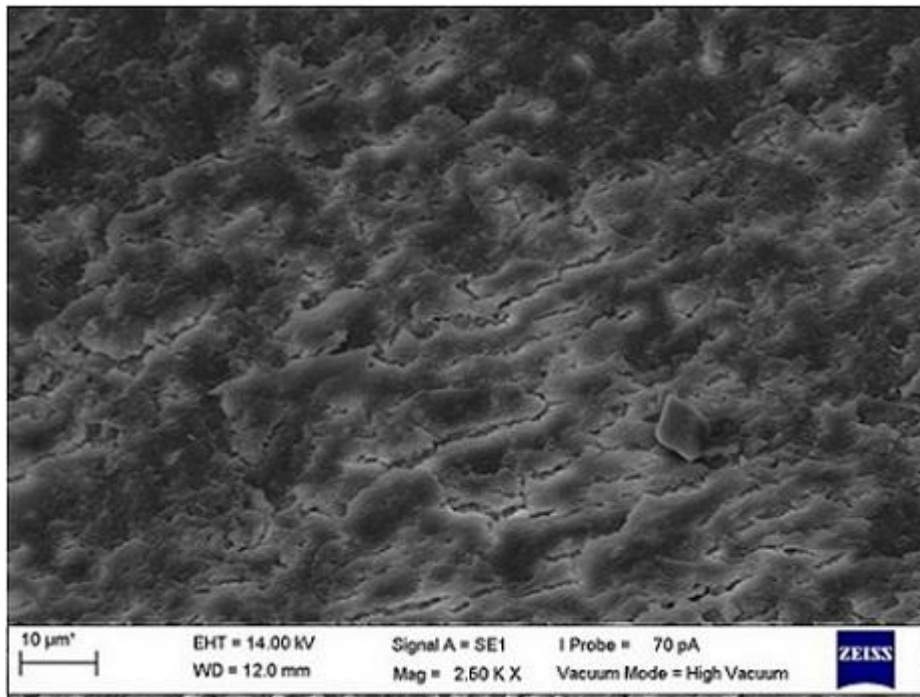
Şekil 35. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 2500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Küçük miktarlarda smear tabakası mevcut; dentin tübüllerinin çoğunun ağzı açık (Skor 2).



Şekil 36. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 2500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Neredeyse tüm kanal duvarı homojen smear tabakası ile örtülü ve çok az dentin tübülünün ağzı açık (Skor 3).



Şekil 37. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 2500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Kanal duvarının üzeri homojen smear tabakası ile örtülü (Skor 4).



Şekil 38. Kanal preparasyonunun ardından kökün orta üçlü bölgesinden 2500 büyütmede fotoğraflanan kanal duvarı görünümü. Kanal duvarının üzeri homojen kalın bir smear tabakası ile örtülü (Skor 5).

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin amacı, geri dönüşümsüz olarak hasar görmüş veya nekrotik diş pulpasının çıkarılarak preparasyonla oluşturulan kanal boşluğunu yeniden enfeksiyonu önleyecek şekilde doldurarak diş fonksiyonda tutmaktır. Bu tedavinin en önemli basamaklarından biri kök kanal sisteminin biyomekanik olarak şekillendirilip temizlenmesidir. Kök kanalının şekillendirilmesinin iki amacı vardır: Kök kanal enstrumantasyonu esnasında vital ve/veya nekrotik pulpa dokusunu, enfekte dentini ve dentin debrisini tamamen uzaklaştırarak kök kanal sistemini mümkün olduğunca mikroorganizmalardan arındırmak (141, 150) ve enstrumantasyon esnasında kullanılan irrigasyon solüsyonlarının ve seanslar arasında uygulanan kanal içi medikamentlerin etkinliğini olabildiğince artıracak ve kanalın iyi bir şekilde doldurulmasını sağlayacak belli bir form vermektir. Bu form, orjinal kanal eğimini koruyarak apikalden koronale doğru gittikçe açılan ve en küçük çapı apikal daralım bölgesinde olan konik bir şekil sağlamalıdır (81, 150, 151). Bu amaçlara ulaşmaya çalışılırken, özellikle eğimli ve dar kök kanallarının paslanmaz çelik aletlerle şekillendirilmesi esnasında, bazı zorluklar ve olumsuzluklar ortaya çıkmaktadır. Kök kanal preparasyonu esnasında karşılaşılan bu güçlükler, kanal transportasyonu, apikal zip, dirsek, tehlikeli bölgeler, basamak oluşumu, perforasyonlar, alet kırılmaları ve kanal tıkanmaları olarak tarif edilmiştir (17, 48, 58, 152). Bu hataları azaltmak için paslanmaz çelik aletlerden 5 kat daha esnek olan NiTi aletler etkili olmuşlardır (17, 58, 150, 153-156). NiTi alaşımın düşük elastik modülü, yüksek kırılma direnci ve artmış fiieksibilitesi, paslanmaz çelik aletlerle yapılan preparasyonlardaki bazı sınırlamaların aşılabilmesinde büyük fayda sağlamıştır (11, 17, 81, 88, 156, 157). Özellikle döner aletlerin üretiminde NiTi alaşımın kullanılması, preparasyonun zamanını kısaltıp işlevsel hataları

azaltarak hekim ve hasta yorgunluğunun mümkün olduğunca en aza indirmekte ve bundan dolayı kök kanal tedavisinde önemli bir devrim olarak kabul edilmektedir (9, 11, 17, 53, 88, 151).

Son yıllarda pek çok NiTi döner alet sistemi geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur. Genellikle şekil özellikleri modifiye edilerek geliştirilen bu enstrumanlar kök kanal preparasyonunun kalitesine çeşitli katkılar sağlamasına rağmen özellikle kanal temizliğinde karşılaşılan sorunları tam olarak ortadan kaldırmamıştır.

Son dönemde ilk defa alaşıma müdahale edilerek geleneksel nitinolden farklı yapıda olduğu öne sürülen M-wire NiTi tel üretilmiş ve GT Series X döner sistemin üretiminde kullanılmıştır (13, 128, 129). Ayrıca yine ilk defa geleneksel nitinole farklı bir ısı muamelesiyle elde edilen R-fazında bir döner enstruman sistemi bükülerek hazırlanmış ve TwistedFile adıyla kullanıma sunulmuştur (13, 122, 158). Bu çalışma, iki farklı üretim yöntemiyle geliştirilen GT Series X ve TwistedFile döner aletlerinin etkinliğini hem geleneksel nitinolden yeni bir şekil modifikasyonu ile imal edilen Revo-S döner alet sistemi hem piyasada geniş kullanım alanına sahip ProTaper Universal, Mtwo ve RaCe döner alet sistemleri hem de elle preparasyon için dizayn edilen paslanmaz çelik K-Flexofile eğeler ile karşılaştırmalı olarak incelemek için tasarlandı. Bahsi geçen preparasyon sistemlerinin etkinlikleri, kök kanalını (i) şekillendirme kabiliyeti ve (ii) temizleme etkinliği bakımından incelendi.

Kök kanal preparasyonu için geliştirilen NiTi döner aletlerin, klinik kullanım için uygun olup olmadıklarını inceleyen laboratuvar çalışmalarında sıklıkla çekilmiş insan dişleri veya şeffaf akrilik bloklar kullanılmıştır (50-52, 144, 147, 159, 160). Akrilik rezinden yapılan yapay kök kanalları; kök kanal çapının, uzunluğunun ve eğim açısının standardizasyonunu sağlamaktadır. Genellikle şeffaf rezinden üretilen bu bloklar, bütün kanal boyunca preparasyonunun üç boyutlu olarak izlenmesine imkan vermektedir. Ancak bu yöntem, doğal dişlerin yüzey yapısı, sertliği ve kanalın yatay kesit özelliklerini yansıtamamaktadır (161). Ayrıca, özellikle döner aletlerin sürtünmeye bağlı oluşturdıkları ısı bazlı rezinlerin erimesine neden olmaktadır. Bu yüzden, akrilik rezinden yapılan yapay kök kanallarının her durumda kullanılması doğru olmayabilir (33, 161). Çekilmiş insan dişleri, kök kanal morfolojisi bakımından birbirleriyle büyük farklılıklar göstermesine rağmen, özellikle preparasyon

yöntemlerinin temizleme yeteneğinin incelenmesinde henüz tek seçenek olarak gözükmetedir (2).

Çalışmamızda kullandığımız üst birinci büyük azı dişlerinin kron boyları hem standart bir boya getirilmesi hem de sabit bir referans noktası elde edilmesi için mine sement sınırından 5 mm mesafeye ayarlandı. Üst birinci büyük azı dişlerinden alınan kesitlerde, MB kanalın çoğunlukla yassı, daha az oranda oval ve nadiren yuvarlak şekilde olduğu görülmüştür. Bu kanalın apeks civarındaki bukkolingual genişliği dikkat çekicidir. Ek olarak bu kanallarda rastlanan eğimler belirgindir. MB kanalın anatomik özellikleri eğri kanallar için dizayn edilen yöntemler ile klinik enstrümantasyona imkan vermektedir (162). Bu yüzden, çalışmamızda çekilmiş üst birinci molar dişlerin MB kanalı kullanıldı. Ayrıca, ikinci MB kanallar, hem genellikle ayrı bir kanal olarak devam etmedikleri hem de anatomik yapılarında rastlanan aşırı varyasyonları nedeniyle (17, 86, 91, 130, 151, 163, 164) çalışma dışında bırakıldı.

Doğal dişlerin morfolojik varyasyonlarına rağmen dişlerin deney gruplarına homojen bir şekilde dağıtılabilmesi için kanal eğim açısı ve yarıçapı dikkate alındı. Bu standardizasyonu elde edebilmek için hem eğim açısını hem de yarıçapını tespit etmede Pruett ve ark.'nın (68) geliştirdiği yöntem, bir dijital görüntü işleme sistemi olan AutoCAD programı ile birlikte kullanıldı. Böylece, eğim açısı 30 - 40° ve eğim yarıçapı 4 - 9 mm arasındaki 140 diş, çalışmada kullanıldı.

Araştırmamıza dahil edilen NiTi döner enstrümanlar üretici firma önerileri ve konu ile ilgili yapılmış çalışmalar dikkate alınarak kullanılmıştır. Bu sistemlerin çoğu crown-down prensibine göre çalıştığı için K-Flexofile eğeleri ile uygulanan preparasyonda manuel crown-down yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada karşılaştırılan tüm preparasyon sistemlerinde 30 numaralı enstrüman mevcut olduğundan sistemler arasındaki standardizasyonu koruyabilmek için tüm dişlerin apikal preparasyonu 30 numaralı alet ile bitirildi.

5.1. Preparasyon Sistemlerinin Kök Kanalını Şekillendirme Yetenekleri

5.1.1. Kanal Transportasyonu

Kök kanal preparasyonu için geliştirilen alet, cihaz ve yöntemlerin etkinliklerini incelemek amacıyla preparasyon öncesi ve sonrası kanal anatomisini karşılaştıran çeşitli

yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan yüksek çözünürlüklü BT yöntemi etkilidir; fakat bu teknik hem pahalı hem de oldukça zaman alıcı bir yöntemdir (130). İkincisi Bramante ve ark. (131) tarafından tanıtılan "seri kesit alma" yöntemidir. Bu yöntemde özel mufla içerisine akrilik rezin yardımıyla gömülen dişler, apekten koronale doğru çeşitli seviyelerden kesilir ve elde edilen kesitlerin fotoğrafları çekildikten sonra tekrar birleştirilir. Takiben dişler şekillendirilir ve kesitler tekrar fotoğraflanır. Orijinal ve şekillendirilmiş kanal kesitlerinin fotoğrafları karşılaştırılarak preparasyonlar değerlendirilir. Bu yöntem, kanalın preparasyon öncesi ve sonrasının karşılaştırılmasını mümkün kılmasına rağmen, uygulanabilmesi için karmaşık bir düzeneğe ihtiyaç vardır. Ayrıca preparasyon öncesi dişlerden kesit alınması esnasında meydana gelen doku kayıpları preparasyon sonrası elde edilen görüntülere şüpheyi yaklaştırmaya neden olmaktadır (5, 40). Üçüncü ve dördüncü yöntemler enstrumantasyondan önce kanala yerleştirilen küçük numaralı eğe ile enstrumantasyonun bitirildiği en büyük eğenin karşılaştırılması için radyografik görüntüler işlenerek yapılan çizimlerin kullanıldığı (132) ve enstrumantasyon öncesi ve sonrasında alınan radyograflarının karşılaştırıldığı "double exposure" radyografi yöntemleridir (165). Bu yöntemler, örneklere herhangi bir fiziki müdahale yapılmadığından avantajlıdır; fakat bukkal ve proksimalden alınan radyografik görüntülerde kanalın maksimum eğimi her zaman yakalanamayabilir (132). Şöyle ki, X-ışınlarının saçılımının isabet açısının, kök kanalının maksimum eğim düzlemine dik gelmesi sağlanamayabilir. Diğer tüm isabet açıları kök kanal eğimi distorsiyona uğrayabilir ve kanal transportasyonunun gerçek görüntüsünü yansıtmayabilir. Böylece, sonuçlar doğru olmayabilir ve hatalı yorumlamaya neden olabilir (134). Bu dezavantajları elimine eden ve kök kanalının maksimum eğiminin net bir şekilde belirlenmesine olanak tanıyan yöntem ise Maggiore yöntemidir (133). Bu yöntemin en büyük avantajı kanalın maksimum eğiminin tespit edilerek bunun üzerinden değerlendirilme yapılmasına imkan tanımasıdır. Böylece transportasyon veya çalışma boyu kaybı, gerçeğe çok yakın olacak şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntemin kusuru ise çoklu düzlemde yer alan birden fazla eğim varlığında endike olmamasıdır (134). Çalışmamızda mümkün olan en doğru sonuçlara ulaşabilmek için Maggiore yöntemi kullanıldı. Bu yöntemin olumsuz yanının elimine edilmesi için sadece tek eğime sahip dişler çalışmaya dahil edildi. Bu yöntem, transportasyon ve çalışma boyu kaybının değerlendirildiği birçok çalışmada kullanılmıştır (134-140, 166, 167). Bu çalışmalarda apikal transportasyon, apikal foramenden belli uzaklıktaki mesafelerden (0.5 ile 5 mm arasında) alınan ölçümlerle değerlendirilmiştir. Fakat tüm dişlerdeki eğim noktaları aynı yere denk gelmediği için karşılaştırmalar arasında standardizasyonun sağlanmasında

şüpheli bir durum oluşabilir. Örneğin, herhangi bir kanalda eğimin en keskin olduğu yer, apikal foramenden herhangi bir uzaklıkta bulunabilir. Dolayısıyla bütün dişlerde apikal foramenden eşit mesafede yapılacak olan transportasyon incelemesi doğru sonuç vermeyebilir. Bu durumu elimine etmek için bu araştırmada, final preoperatif radyograf üzerinde kanalın koronal üçlünün uzun aksına paralel olarak çizilen doğrunun kanalın uzun aksını terk ettiği nokta (kanal eğiminin başladığı nokta) ile kanal aletinin en uç noktası arasında kalan mesafe AutoCAD yazılım programı kullanılarak 5 eşit parçaya bölündü. Ölçüm yapılacak 6 seviye elde edildi. D0'a denk gelen eğinin en uç noktası S1 ve kanal eğiminin başladığı yer ise S6 olarak adlandırıldı; diğer eşit parçalar apikalden koronale doğru S2, S3, S4 ve S5 şeklinde isimlendirildi. Böylece eğimin kritik noktalarında simetrik karşılaştırma yapılabilir. Oysa ki, Maggiore yöntemini kullanan daha önceki çalışmaların bir çoğunda D0, D0'dan 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm uzaklıklardaki preoperatif ve postoperatif radyografiler üzerinde kanal aletinin yer değiştirme miktarı dikkate alınmıştır (135-140, 166, 167).

Weine (18), kanal preparasyonu esnasında transportasyon meydana gelirse kanalın orijinal formunu tekrar yakalamanın imkansız olduğu iddiasında bulunmuştur. Apikal transportasyon, apikal daralım bölgesinde zippinge neden olabilir veya basamak veya perforasyona yol açabilir. Kanalın eğri kısmında bir duvar aşırı enstrumante edilebilir ve çok miktarda dentin uzaklaştırılabilirken karşı duvarda dokunulmamış enfekte alanlar kalabilir (168). Ayrıca düzgün olmayan bir apikal preparasyon daha sonra yapılacak olan kanal dolgusunun kanalı sızdırmaz bir şekilde tıkamasını engelleyebilir (139). Wu ve ark. (165) çalışmalarında, dirsek formasyonuna sahip eğri kanalları lateral kompaksiyon yöntemi ile doldururken ancak sınırlı miktarda aksesuar kon yerleştirebilmişlerdir. Ek olarak, apikal transportasyonun 0.3 mm'den geniş olması durumunda kök kanal dolgusunun sızdırmazlığının negatif yönde etkilendiğini bildirmişlerdir. Bizim örneklerimizde bu kritik seviyeye kadar ulaşan transportasyona rastlanmamıştır. Bununla birlikte, çalışmamızda kullanılan NiTi döner aletlerin tüm seviyelerde bir miktar transportasyon ve çalışma boyu kaybına neden olduğu görülmüştür. Sonuçlarımızla uyumlu olan birçok çalışmada, NiTi döner aletlerin iyi derecede kanalın orijinal formunu koruma kabiliyeti sergilediği fakat kök kanalının ana aksından çok küçük sapmalara neden olduğu bildirilmiştir (113, 135, 137, 147, 156, 169).

Bu çalışmada kullanılan, yeni üretim işlemlerine sahip NiTi döner alet sistemleri S1 (D0) ve S2 (D0'dan ortalama 1.1 mm uzaklıkta) seviyelerinde geleneksel yöntemlerle geliştirilen NiTi döner alet sistemlerine transportasyon bakımından üstünlük kuramamışlardır. Bunun yanı sıra bu yeni NiTi döner aletlerde geleneksel şekilde üretilen döner NiTi aletler gibi (53, 144, 154, 155, 170) paslanmaz çelik el aletlerine göre daha az miktarda kanal transportasyonuna neden olmuştur. Ayrıca bu seviyelerde, çalışmada kullanılan tüm alet sistemlerinin kanal eğiminin dış duvarından preparasyon sapmasına neden olduğu tespit edilmiştir.

S3 (D0'dan 2.5 mm uzaklıkta) seviyesinde, K-Flexofile ve ProTaper Universal grupları diğer gruplara göre istatistiksel açıdan fark sağlayacak büyüklükte transportasyona neden olmuşlardır. İlaveten bu iki grupta kanal eğiminin dış duvarına doğru preparasyon sapması oluşurken diğer gruplarda iç duvara doğru transportasyon meydana gelmiştir.

S4 (D0'dan ortalama 3.7 mm uzaklıkta) ve S5 (D0'dan ortalama 5 mm uzaklıkta) seviyelerinde, çalışmada kullanılan tüm alet sistemlerinin kanal eğiminin iç duvarından preparasyon sapmasına neden olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca gruplar arasında önemli sayılabilecek fark bulunamamıştır.

Kanal eğiminin başladığı yer olan S6 seviyesinde (D0'dan ortalama 7.1 mm uzaklıkta) manuel kanal preparasyonunun TwistedFile NiTi döner aletlerle preparasyon hariç diğer sistemlere göre istatistiksel açıdan fark oluşturmayacak derecede transportasyon sağladığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte TwistedFile grubu sadece manuel gruba istatistiksel açıdan üstünlük kurabilmiştir.

Bu çalışmanın bu konuyla ilgili sonuçlarına genel olarak baktığımızda farklı üretim teknolojisine sahip olan GT Series X ve TwistedFile NiTi döner alet sistemlerinin diğer NiTi döner alet sistemleri ile fark oluşturmayacak kadar transportasyona neden olduğu bulunmuştur. GT Series X sistem ile ilgili şekillendirme kabiliyetinin değerlendirildiği çalışmada bu alet sistemi, D0, D0'dan 1 ve 3 mm kısa mesafelerde ilk jenerasyonu olan GT sistemin gerçekleştirdiği kadar kanalın orijinal eğiminden sapma meydana getirmiştir (137). O çalışmada apikal preparasyon 30/.04 numaralı alet ile bitirilmesine rağmen kanalda meydana gelen sapma miktarı bu çalışmada 30/.06 numaralı alet ile ulaştığımız sonuçlarla uyumludur ve klinik açıdan önemsizdir. Ek olarak çalışmamızda GT Series X sistemin apikal 2.5 mm'ye kadar olan seviyelerde manuel preparasyona göre anlamlı derecede daha az

transportasyona neden olduğu; fakat daha koronalde bu farkın anlamını yitirdiği gösterilmiştir. Bu çalışmada TwistedFile sisteminin crown-down yöntemi ile kullanılan K-Flexofile aletlere göre kritik bölgelerde daha az transportasyona neden olduğu fakat ProTaper Universal sisteme belirgin bir üstünlük kuramadığı saptanmıştır. Gergi ve ark. (14) TwistedFile aletleri, PathFile-ProTaper alet sistemi ve paslanmaz çelik K-Flexofile eğeleri preparasyon sonrası meydana gelen apikal transportasyon ve kanal merkezinde seyretme özellikleri bakımından karşılaştırmışlar ve TwistedFile sisteminin diğerlerine göre daha üstün sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. PathFile-ProTaper sistem ise o çalışmada step-back yöntemi ile kullanılan K-Flexofile eğelere göre daha iyi sonuçlar göstermiştir. Yazarlar bu durumu TwistedFile aletlerin bükme ile üretilmesi sonucu daha fleksibıl olmasına bağlamışlardır. Yine o çalışmada final apikal preparasyon TwistedFile için 25/.08, PathFile-ProTaper için F2 (25/.08-.055) ve manuel yöntem için 25/.02 numaralı aletlerle bitirilirken çalışmamızda ise manuel yöntem için 30/.02, ProTaper Universal için F3 (30/.09-.05) ve diğer döner sistemler için ise 30/.06 numaralı aletler ile sonlandırılmıştır. İki çalışma arasındaki farklılık bu çalışmada daha büyük apikal preparasyon yapılması nedeniyle ortaya çıkmış olabilir.

NiTi döner aletlerin paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla daha merkezi preparasyonlar gerçekleştirildiği birçok çalışmayla ortaya konulmuştur (50, 53, 154, 156, 171). Bu çalışmalarla uyumlu olarak araştırmamızda kanalların apikal 2.5 mm'ye kadar olan seviyelerde manuel preparasyonun apikal transportasyona daha fazla oranda meylettği gözlenmektedir. Araştırmamızda kullanılan manuel yöntemin benzerinin kullanıldığı Hartmann ve ark.'nın (172) değerlendirme için BT yöntemini kullandıkları çalışmalarında manuel yöntemin ProTaper aletlere göre daha az transportasyona neden olduğu bildirilmiştir. Bunun nedenini kanalın eğim başlangıcına kadar olan kısmına GG frezlerle "preflaring" verilmesiyle kanal şeklinin etkisinin minimuma indirildiği şeklinde açıklamışlardır. Çalışmamızda apikal 2.5 mm'nin daha koronalinde kalan kanal kısmındaki seviyelerde manuel yöntemle preparasyon sonrası oluşan transportasyon miktarı ile NiTi döner aletlerle preparasyon sonrası oluşan transportasyon miktarı (kanal eğiminin başladığı yerde TwistedFile NiTi döner alet sistemi hariç) arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark tespit edilmemiştir.

Günümüze kadar kanalın merkezinde seyretme konusuyla ilgili hakkında birçok çalışma yapılmış olan ProTaper Universal, Mtwo ve RaCe NiTi döner alet sistemler S3 (D0'dan 2.5

mm uzaklıkta) seviyesi hariç bu araştırmada birbirlerine üstünlük kuramadıkları gibi çalışmadaki K-Flexofile grubu hariç diğer gruplarla da fark göstermemişlerdir. Bizim sonuçlarımıza paralel olarak radyografik karşılaştırma yönteminin kullanıldığı karşılaştırmalı araştırmada FlexMaster (Vereinigte Dentalwerke, München, Germany), System GT, HERO 642, K3, ProTaper ve RaCe döner alet sistemleri arasında transportasyon açısından fark olmadığı gösterilmiştir (124). Protaper sistemin ProFile sistem ile Maggiore yöntemi kullanılarak karşılaştırıldığı başka bir çalışmada benzer oranda transportasyon olduğu bildirilmiştir (135). Peters ve ark. (82) mikro-BT kullandıkları çalışmalarında, hacim, yüzey alanı ve transportasyon yönünden ProTaper sistemin ciddi işlevsel hatalar oluşturmada üst büyük azı dişlerin kanallarını genişlettiklerini göstermişlerdir. Ayrıca Paque ve ark. (148) ProTaper ve RaCe NiTi döner alet sistemlerini kanal eğim değişiklikleri yönünden mufla sistemi kullanarak karşılaştırmışlar ve her iki sistemin de orijinal kök kanal eğimini koruduğunu tespit etmişlerdir.

Karşıt olarak, çalışmamızdaki S3 (D0'dan 2.5 mm uzaklıkta) seviyesinde elde edilen sonuca benzer olarak ProTaper, Mtwo, RaCe ve K3 döner alet sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada ProTaper sistemin kanal eğimini en fazla oranda değiştirdiği bulunmuştur (173). Schafer ve Vlassis (147) yapay kanallarda gerçekleştirdikleri karşılaştırmalı çalışmada RaCe sistemin ProTaper'a göre orijinal kanal eğimini daha iyi koruduğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada ise ProTaper, K3 ve Mtwo sistemler karşılaştırılmış ve ProTaper sistemin daha fazla oranda transportasyon oluşturduğu gösterilmiştir (174). Vahid ve ark. (175) ProTaper, Profile, Flexmaster ve Mtwo sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında Protaper aletlerin, istatistiksel açıdan önemli derecede kanal eğiminde değişikliğe yol açtığını bildirmişlerdir. Çalışmamızdaki değerlendirme yöntemine benzer yöntem kullanmalarına rağmen Javaheri ve Javaheri (138), ProTaper sistemi Hero 642 ve RaCe sistemler ile karşılaştırmış ve ProTaper sistemin daha yüksek miktarda apikal transportasyona neden olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmalarda elde edilen sonuçlar ile çalışmamızda (S3 (D0'dan 2.5 mm uzaklıkta) seviyesi hariç) ulaştığımız sonuçlar arasındaki farkı çalışmamızda daha esnek ve daha az rijit olması için modifiye edilen ProTaper Universal aletlerin kullanılmasıyla ilişkilendirebiliriz (176). Benzer bir şekilde, Özer (177) üst azı dişlerinin MB kanallarında ProTaper Universal, Hero 642 Apical ve FlexMaster NiTi döner sistemleri karşılaştırmış ve kanal şekillendirme kabiliyeti açısından gruplar arasında fark bulamamıştır.

Schafer ve ark. (113, 178) yapay kanallarda ve insan alt azı dişlerinin mezyal kanallarında yaptıkları iki basamaklı çalışmada Mtwo, K3 ve RaCe NiTi döner enstrumanları karşılaştırmış ve Mtwo sistemin daha başarılı bir şekilde kanal merkezinde seyrettiğini göstermişlerdir. Bürklein ve ark (160) eğimli kanallara sahip çekilmiş insan dişlerinde Mtwo ve EasyShape NiTi döner enstrumanları karşılaştırmış ve her iki sistemin de tatmin edici düzeyde orijinal kanal eğimini takip ettiğini bildirmişlerdir. Pasternak-Junior ve ark (179) üst azı dişlerinin MB kanallarında RaCe NiTi döner enstrumanları transportasyon açısından değerlendirmiş ve minimal transportasyona neden olduğunu bulmuşlardır.

Çalışmamız, kullanılan parametreler yönünden Revo-S NiTi döner alet sistemini değerlendiren ilk araştırmalardan biridir. Dolayısıyla bu araştırmanın ilk bölümünde üretici firmanın bu sisteme ait aletlerin (apikale ilk ulaşan SC2 hariç) üç farklı çapta asimetrik kesici kenarlı kesitte tasarlanmalarının aletlerin çekirdek çapını incelterek daha fazla esneklik sağladığı ve böylece orijinal kanala sadık kalarak çalıştığı iddiası değerlendirilmiştir. Ancak, bu sistemin çalışmada kullanılan diğer NiTi döner aletlerle benzer transportasyona yol açtığı gösterilmiştir.

Sonuç olarak, bu çalışmada kullanılan bütün NiTi döner aletlerin paslanmaz çelik K-Flexofile el aletinden daha başarılı bir şekilde kanal merkezinde kaldığı anlaşılmıştır. Ayrıca, son yıllarda M-wire teknolojisiyle üretilen GT Series X ve ısı uygulamasıyla plastik deformasyona uğratma yöntemiyle üretilen TwistedFile döner aletlerinin geleneksel nitinol 55'ten üretilen Revo-S, RaCe, Mtwo ve ProTaper Universal NiTi döner aletleriyle benzer bir şekilde minimal kanal transportasyonu oluşturarak eğri kanalları orijinal anatomilerine sadık kalarak şekillendirdikleri sonucuna varıldı.

5.1.2. Çalışma Boyu Değişikliği

Çalışmamızda kullandığımız radyograf çakıştırma yöntemi sayesinde kanal eğiminin doğru şekilde tespit edilmesi sağlanmış ve AutoCAD yazılım programı yardımıyla bu eğimin preparasyon öncesi ve sonrası merkezinden çizilen doğruların çakıştırılması ile sadece transportasyon miktarı değil çalışma boyu kaybı da gerçeğe en yakın şekilde ölçülebilmektedir. Bu çalışmada, farklı enstruman sıraları ile kullanılan NiTi döner aletlerin benzer miktarda minimal çalışma boyu değişikliğine neden olduğu gösterilmiştir. Manuel preparasyon ise istatistiksel olarak önemli miktarda daha fazla çalışma boyu değişikliğine yol açmıştır. Bu bulgu NiTi döner aletlerin neden olduğu çalışma boyu değişikliklerini inceleyen diğer

araştırmacıların gözlemleri ile uyumludur (81, 124, 147). Thompson ve Dummer (81) bu değişikliklerin kanal genişletmesi esnasında kanalda meydana gelen düzleşme veya operatörün çalışma boyunun kontrolünü yitmesi sonucu oluşabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, ProTaper Universal sistem ile preparasyon ve manuel preparasyon sonrası çalışma boyunun arttığı gözlenirken diğer döner alet sistemlerinde çalışma boyu kaybı izlenmiştir. Benzer değerlendirme yöntemini kullanan Iqbal ve ark. (137) çalışmalarının bir ayağında GT Series X ile GT NiTi döner aletleri çalışma boyu değişikliği açısından karşılaştırmış ve sonuçlarımızla paralellik gösterecek şekilde GT Series X sistemin çalışma boyu kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir. Diğer taraftan GT sistemin ise çalışma boyunun uzamasına yol açtığını belirtmişler ve gruplar arasında istatistiksel önemde fark olmasına rağmen her iki sistemin de mümkün olduğunca çalışma boyunu koruduğunu belirtmişlerdir. Aynı şekilde başka çalışmalarda da NiTi döner aletlerle yapılan preparasyonun çalışma boyunda göz ardı edilebilir değişikliğe yol açtığı gösterilmiştir (134,135, 137, 139, 180).

5.1.3. Kanal Transportasyonu ile Eğim Yarıçapı Arasındaki İlişki

Bu çalışmada kök kanalları, eğim yarıçapları dikkate alınarak homojen bir şekilde gruplara dağıtıldı. Çalışmamızda, eğim yarıçapı ile kanal transportasyonunun meydana geldiği tüm seviyelerde ölçülen transportasyon miktarı arasında istatistiksel anlamlılık gösteren bir korelasyon olduğu saptanmıştır. Çalışmamızla kanal eğim yarıçapı azaldıkça daha fazla oranda transportasyon meydana geldiği anlaşılmıştır. Fakat bu korelasyon her seviyede aynı derecede değildir. Özellikle apikal ilk iki seviyede orta dereceli olan bu ilişki diğer seviyelerde zayıftır. Iqbal ve ark.'nın (134) yaptığı araştırmanın sonuçları çalışma boyundan 0.5 ve 5 mm mesafedeki noktalarda ProFile ve GT NiTi döner aletler ile preparasyon sonrası oluşan transportasyon ile eğim yarıçapı arasında negatif korelasyon göstermiştir. Otörler, daha kısa yarıçapa sahip kök kanal eğiminin eğimin en dış kenarlarında transportasyon potansiyeline sahipken ortasında olmadığına dikkat çekmişlerdir. Daha sonra Iqbal ve ark. (135) başka bir çalışmada ProFile ve ProTaper NiTi döner sistemlerin oluşturduğu transportasyon ile kanal eğim yarıçapı arasında önemli bir korelasyon olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmalar arasındaki bu çelişkinin sebebi kullanılan diş gruplarının farklılığına bağlanabilir.

5.2. Temizleme Etkinliği

Kök kanal enstrumantasyonunun en önemli amaçlarından birisi kök kanal sistemindeki mikroorganizmaların büyük bir kısmını elimine etmek için vital ve/veya nekrotik pulpa dokusunun, enfekte dentin ve debrisin uzaklaştırılmasıdır (150). Çalışmamızın bu bölümünde, aşırı eğime sahip kök kanallarının preparasyonunda kullanılan TwistedFile, GT Series X, Revo-S, RaCe, Mtwo ve ProTaper Universal NiTi döner aletler ve K-Flexofile paslanmaz çelik el aletlerinin bu amaçları başarma kabiliyeti değerlendirilmiştir. Bu zamana kadar TwistedFile, GT Series X ve Revo-S sistemlerin temizleme etkinliğini değerlendiren hiçbir çalışma bulunamamıştır.

Çalışmamızda farklı enstrumanların temizleme etkinliğini değerlendirmek için debris ve smear tabakası kriter olarak kullanılmıştır; çünkü çoğu vakada enfekte olduğu belirlenen debris, kök kanal duvarına tutunan dentin talaşları, rezidüel vital veya nekrotik pulpa dokusunu ihtiva eder (150). Smear tabakası ise kanal enstrumante edildiğinde ortaya çıkan 1-2 mikron kalınlığında ince bir film tabakasıdır (181). Smear tabakasının kök kanal tedavisinin sonucu üzerine etkisi ihtilaflı olmasına (182) rağmen bazı yazarlar potansiyel zararlı etkilerinden dolayı uzaklaştırılması gerektiğini önermektedir (183, 184). Bunu esasen NaOCl ile kombine olarak kullanılan şelasyon ajanları sağlamaktadır (149, 183, 185, 186).

Bu çalışmada farklı döner aletlerin kök kanallarını şekillendirme ve temizleme yetenekleri incelendiğinden smear tabakasının kaldırılmasında kullanılması gereken herhangi bir şelasyon ajanı bilinçli olarak kullanılmamıştır. Tüm gruplarda enstrumantasyon esnasında herbir alet kullanımı sonrası sadece %2.5'lik NaOCl solüsyonu kullanılmıştır. Bu solüsyon antibakteriyel ve doku çözücü etkiye sahiptir (187, 188). Fakat smear tabakasını tek başına uzaklaştıramaz (183, 186, 189). Bu nedenle, bu araştırmada değerlendirilen aletlerin temizleme etkinliğinin NaOCl-EDTA kombinasyonu ile artırılabilceğı unutulmamalıdır.

Karmaşık kök kanal anatomisi ve dentin sertliğinde değışkenlik göstermeleri bu tür çalışmalarda çekilmiş dişlerin kullanımının standardizasyondan ödün vermesi gibi algılanabilir; fakat daha önemli olarak kanal temizliğinin SEM ile araştırılmasına olanak tanır ve şartları mümkün olduğunca klinik duruma yaklaştırır (190). Bu çalışmada köklerin koronal, orta ve apikal üçlüsünden SEM ile elde edilen görüntüler aracılığıyla debris ve smear tabakasının sayısal skorlama şeması kullanılarak temizleme etkinliğı incelenmiştir (149, 191). Bu çalışmadaki tüm deney gruplarına ait kanal kesitlerinin hepsinde döner aletlerin kısmen

dokunamadığı alanların bulunduğu tespit edilmiştir. Bu bulgu diğer çalışmalarda da belirtilmiştir (19, 125, 126, 149, 160, 192, 193) ve kanal şekillerinin BT ile değerlendirildiği çalışmalarla uyumludur (82, 125, 130, 194). Ayrıca, koronalden apikale doğru inildikçe döner aletlerin temizleme etkinliğinin azaldığı bulgumuz önceki çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmektedir (6, 19, 125, 126, 144, 145, 147, 148, 192, 195).

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda NiTi döner aletlerin paslanmaz çelik aletlerle karşılaştırıldıklarında kanal anatomisini daha iyi korudukları (50, 53, 154, 156, 171) gösterilmesine rağmen kanal duvarlarının temizlenmesi bakımından paslanmaz çelik aletlere bir üstünlük sağlayamadıkları (23, 51, 144, 154, 193) bu çalışmada da onaylanmıştır. Bu yetersizliğin nedeni şu şekilde açıklanabilir: Oluklar (flütler arası boşluklar) debrisle kaplanır kaplanmaz yeni kesilen debris lateral hareketle dentin tübüllerine doğru (12, 196) veya apikale yani alet ucunun ötesine doğru iterler (21).

Farklı NiTi döner enstrümanların temizleme kabiliyetlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olabileceği iddia edilmiştir (113, 147). Schafer ve ark. (113) çalışmalarında Mtwo aletler ile prepare edilmiş kök kanallarında, RaCe ve K3 ile prepare edilenlerden daha az debris kaldığını, Schafer ve Vlassis'in (147) yaptığı başka bir çalışmada RaCe aletlerin ProTaper aletlerden daha iyi sonuçlar verdiği ve yakın zamanda yapılan bir çalışmada ise Mtwo sistemin RaCe ve Medin (MEDIN,a.s., Czech Republic) NiTi döner aletlere göre daha fazla miktarda debris uzaklaştırdığı bildirilmiştir (197). Ancak, çalışmamızda da gösterildiği üzere bu farklılıklara her zaman rastlanmamaktadır (12, 148, 192, 193, 198). Diğer taraftan çalışmamızdaki bulguya paralel olarak smear tabakasını uzaklaştırma bakımından NiTi döner alet sistemlerini inceleyen çalışmalarda bu sistemler arasında fark olmadığı gösterilmiştir (12, 113, 147, 193, 198).

Yeni bir sistem olan GT Series X, eski versiyonunda (GT) olduğu gibi radyal alanlara sahip olsa da alet spesifikasyonları arasında önemli farklar vardır. Bu yeni aletlerin daha açık bıçak açıları, değişken genişlikte land'leri ve maksimum 1 mm'ye kadar sap çapının olduğu bildirilmiştir. Bu yeni tasarlanmış aletin kendine özgü özelliği uçta ve sapın sonundaki land genişliğinin flütlerin ortasındaki land boyutunun yarısı kadar olmasıdır. Üretici firma bu değişken genişlikteki land'lerin kanaldaki taper lock'u minimize ettiği ve kesici flütler arasında dentin talaşlarına daha fazla kaçış alanı bıraktığını iddia etmektedir. Geniş talaş boşlukları uzun sürede debrisle dolar ve böylece kanalda daha fazla kesme zamanı sunar. GT Series X döner aletlerinin kanal temizleme yeteneğini inceleyen ilk çalışmalardan biri olan bu

araştırmanın sonuçları bu sistemin de kanal duvarlarında diğer NiTi döner aletler kadar debris ve smear tabakası bıraktığını göstermiştir.

Başka bir yeni sistem olan TwistedFile'in oldukça yüksek etkinlikte kesme sağladığı bu arada kanal içinde "vidalanmaya" imkan vermediği ve daha etkili bir şekilde kanal dentinini şekillendirdiği ve debris kanal dışına doğru kanalize ettiği Mounce (123) tarafından iddia edilmiştir. Bu debris tahliyesi, TwistedFile aletlerin oluk derinliği ve genişliğinin alet ucundan sapına doğru artış gösterir şekilde tasarlanmasına bağlanmıştır. Oysaki çalışmamızda bu durum test edilmiş olup TwistedFile sisteminin de sadece diğer NiTi döner aletler ve manuel yöntem kadar kanal temizliği sağlayabildiği gösterilmiştir.

Daha önce temizleme etkinliğinin değerlendirilmediği başka bir yeni sistem olan Revo-S NiTi döner aletlerin dentin debrisinin kanal ağzına doğru atılmasını sağladığı, oluklarda sıkışmasının engellendiği ve böylece apikale doğru itilmesinin önlendiği üretici firma tarafından savunulmaktadır. Üretici firma bu durumu alet tasarımındaki asimetric kesitle ilişkilendirmiştir (117). Yine bu çalışmada bu sistemin de diğer döner alet sistemleri ve manuel yöntem kadar temizleme etkinliğine sahip olabileceği gösterilmiştir.

NiTi döner enstrumanlar ile paslanmaz çelik el enstrumanlarını karşılaştıran çalışmalarda paslanmaz çelik aletler ile manuel preparasyonun, döner alet preparasyonuna denk temizlik kabiliyetine sahip olduğu (154, 193, 199) hatta bazı çalışmalarda daha düşük miktarda debris bıraktığı bildirilmiştir (23, 51, 144).

Aslında Wu ve ark. (200) geniş kapsamlı ve sistematik çalışmalarında kök kanallarının en az %25'inin hatta bazı diş gruplarında %50'den fazlasının bukkolingual yönde (91) yassı veya oval şekil gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da kullanılan üst birinci büyük azı dişin MB kanalında sıklıkla bu yassı ve oval şekle sahip olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla kanal merkezinde kalarak yuvarlak preparasyon şekli oluşturma eğiliminde olan döner NiTi aletlerin kanalların bukkal ve lingual duvarlarında dokunulmayan alanlar ve bu sayede temizlenmeyen yüzeyler bırakması şaşırtıcı olmamalıdır. Son yıllarda, NiTi döner aletlerin bu eksikliğini giderilmesi için manuel el aletleri ve ultrasonik aletler ile kombine olarak kullanılması (201, 202) veya oval-yassı kesite sahip olan kanalların 2 farklı kanal varmış gibi bukkal ve lingual duvarlara yakın 2 ayrı noktadan şekillendirilmesi tavsiye edilmiştir (203). İlaveten 2010 yılında tanıtılan Self Adjusting File (SAF; ReDent-Nova,

Ra'anana, Israel) preparasyon sisteminin NiTi döner aletlerin bu dezavantajını ortadan kaldırabileceği yönünde ciddi kanıtlar ileri sürülmüştür (86, 87, 91, 163).

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

1. Kök kanalında şekillendirmenin daha zor olduğu eğimli kısımda orijinal kanal şeklinin korunması bakımından NiTi döner alet sistemlerinin paslanmaz çelik K-Flexofile manuel eğe sisteminden daha üstün olduğu belirlendi.

2. NiTi döner alet sistemlerinin K-Flexofile paslanmaz çelik manuel eğe sistemine göre çalışma boyunu daha iyi koruduğu belirlendi.

3. Tüm gruplarda kanal eğiminin apikal kısmında transportasyona meylin arttığı tespit edildi.

4. NiTi döner alet sistemlerinin kök kanalını temizleme yeteneği K-Flexofile paslanmaz çelik manuel eğe sistemine benzer bulundu.

5. Kök kanalının özellikle apikal bölgesinin gerek döner preparasyonla gerekse manuel preparasyonla tam olarak temizlenemediği gözlemlendi.

6. Yeni üretim teknolojisi ile üretilen ProFile GT Series X ve Twisted File döner alet sistemlerinin kanal şekillendirme ve temizleme yeteneği bakımından en az geleneksel nitinolden üretilen döner alet sistemleri kadar başarılı oldukları fakat açık bir üstünlük sağlayamadıkları bulundu.

7. Farklı anatomik yapılar sahip kök kanallarının daha iyi bir şekilde şekillendirilebilmesi ve temizlenebilmesi için kanalın üç boyutlu kesitine daha iyi adapte olabilen aletlerin geliştirilmesi gerektiği öngörüldü.

7. ÖZET

SON YILLARDA ÜRETİLEN FARKLI DÖNER ALET SİSTEMLERİNİN ETKİNLİKLERİNİN DEĞİŞİK PARAMETRELER KULLANILARAK İNCELENMESİ

Davut ÇELİK, Doktora Tezi

Karadeniz Teknik Üniversitesi Trabzon, Mayıs 2011

Bu çalışmanın amacı, kanal eğimi 30° - 40° arasında ve kurvatür yarıçapı 4 - 9 mm arasında olan dişlerde farklı üretim teknolojisine sahip olan GT Series X ve TwistedFile döner alet sistemleri, geleneksel nitinolden direk üretilen Revo-S, RaCe, Mtwo ve ProTaper Universal döner alet sistemleri ve K-Flexofile paslanmaz çelik el eğeleri ile yapılan kanal preparasyonlarının karşılaştırılmasıdır.

Bu amaç için 140 adet üst birinci daimi büyük azı dişlerinin mezio-bukkal kanalları kullanıldı. GT Series X, TwistedFile, Revo-S, RaCe, Mtwo ve ProTaper Universal NiTi döner alet sistemleri ve K-Flexofile paslanmaz çelik eğelerle yapılan preparasyonlardan sonra kanalda meydana gelen transportasyonun ve çalışma boyu değişikliğinin miktarı modifiye edilmiş bir radyograf çakıştırma yöntemi olan Maggiore yöntemi kullanılarak incelendi. NiTi döner alet sistemleri paslanmaz çelik alete göre daha az kanal transportasyonu ve çalışma boyu değişikliği gösterdi. Çalışma boyuna 2.5 mm'lik mesafe hariç diğer bütün seviyelerde NiTi döner alet grupları arasında transportasyon bakımından fark gözlenmedi. Bu seviyede ProTaper Universal sistemin daha fazla transportasyona neden olduğu saptandı.

Bu yöntemlerin kanalı temizleme yetenekleri Taramalı Elektron Mikroskobu kullanılarak görüntülenen debris ve smear tabakası skorlandırma yöntemi ile incelendi. Çalışmada kullanılan tüm enstrumantasyon sistemlerinin kanal duvarlarını tamamen temizleyemediği görüldü. Ayrıca, tüm yöntemlerin benzer miktarlarda debris bıraktığı ve smear tabakasına neden olduğu belirlendi. Aynı zamanda kanalın koronal ve orta 1/3'lük kısmının apikal 1/3'e göre daha iyi temizlenebildiği tespit edildi.

Çalışmada kullanılan NiTi döner alet sistemlerinin paslanmaz çelik K-Flexofile eğelere göre daha iyi bir şekilde orijinal kanal kurvatürünü koruduğu ve bu manuel yöntem ile benzer miktarda kök kanallarını temizleyebildiği sonucuna varıldı.

Yeni tasarlanmış GT Series X ve TwistedFile sistemler sadece geleneksel döner aletler kadar başarılı bulundu. Dolayısıyla, farklı anatomik yapıları sahip kök kanallarının daha iyi bir şekilde şekillendirilebilmesi ve temizlenebilmesi için kanalın üç boyutlu kesitine daha iyi adapte olabilen aletlerin geliştirilmesi gerektiği öngörüldü.

Anahtar kelimeler: Nikel Titanyum, endodonti, kök kanal tedavisi, döner alet, smear tabakası, dentin debris, kök kanal transportasyonu, M-wire, R-fazı.

8. ABSTRACT

COMPARISON OF EFFICIENCY OF CURRENT ROTARY SYSTEMS ACCORDING TO THE DIFFERENT PARAMETERES

Davut ÇELİK, Ph.D. Thesis

Karadeniz Technical University, May 2011

The purpose of this in vitro study was to compare the root canal preparations performed by using GT Series X and TwistedFile systems produced by new manufacturing methods, Revo-S, RaCe, Mtwo and ProTaper Universal systems manufactured directly from conventional nitinol, and stainless steel K-Flexofile instruments on the teeth which had between 30° - 40° curvature angle and 4 – 9 mm curvature radius of the root canal.

For this purpose; the mesiobuccal root canals of the 140 upper first permanent molar teeth were used. After root canal preparations made by using GT Series X, TwistedFile, Revo-S, RaCe, Mtwo and ProTaper Universal NiTi rotary systems and stainless steel K-Flexofile instruments, transportation occurred in the root canal and alteration in working length were assessed by a modified double-digital radiographic technique (Maggiore technique). It was found that NiTi rotary systems caused less canal transportation and alteration of working length than stainless steel instruments. There was no significant difference between NiTi rotary system groups at any levels except 2.5 mm from the working length. At this level ProTaper Universal system caused significant canal transportation.

The amounts of debris and smear layer were quantified on the basis of a numerical evaluation scale using SEM photographs for these NiTi rotary systems and stainless steel instruments. Complete cleanliness was not achieved by any of the techniques and devices investigated. No difference was observable between instrumentation groups. Moreover, on average the apical third of the canals was less clean than the middle and coronal thirds regardless of the instrument used.

It could be accepted that both NiTi rotary instruments maintained the original canal shape better than the K-Flexofiles and were able to provide satisfactory cleaning, similar to that obtained by the manual instrumentation technique.

The results indicated that newly designed GT Series X and TwistedFile systems were only as effective as the conventional ones. Therefore, it could be predicted that to instrument root canals which had different anatomical variations more better, the development of the instruments that adapt to the cross-section of the root canal is required.

Key words: Nickel Titanium, endodontics, root canal therapy, rotary instrument, smear layer, dentin debris, root canal transportation, M-wire, R-phase.

9. KAYNAKLAR

1. Regan, J.D. and Gutmann, J.L.: Preparation of Endodontics. "Harty's Endodontics in Clinical Practice" 5th ed., Elsevier, Philadelphia, 2002 pp. 77-91.
2. Hülsmann, M., Peters, O.A. and Dummer, P.M.H.: Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10: 30-76, 2005.
3. Schilder, H.: Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, 18 (2): 269-96, 1974.
4. Meyer, W.: Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen. *Dtsch. Zahnärztl Z.*, 25: 1064-77, 1970.
5. Deplazes, P., Peters, O.A. and Barbakow, F.: Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J. Endod.*, 27 (3): 196-202, 2001.
6. Hülsmann, M., Schade, M. and Schäfers, F.: A comparative study of root canal preparation with Hero 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*, 34: 538-46, 2001.
7. Mayo, C.V., Montgomery, S. and Del Rio, C.: A computerized method for evaluating root canal morphology. *J. Endod.*, 12: 2-7, 1986.
8. Walia, H.M., Brantley, W.A. and Gerstein, H.: An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J. Endod.*, 14 (7): 346-51, 1988.
9. Thompson, S.A.: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int. Endod. J.* 33: 297-310, 2000.
10. Young, G.R., Parashos, P. and Messer, H.H.: The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust. Dent. J.*, 52, (1 Suppl): 52-63, 2007.
11. Peters, O.A. and Paque, F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.*, Jun;41 (6): 479-88, 2010.
12. Versümer, J., Hülsmann, M. and Schäfers, F.: A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*, 35 (1): 37-46, 2002.
13. Larsen, C.M., Watanabe, I., Glickman, G.N. and He, J.: Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *J. Endod.*, 35 (3): 401-3, 2009.
14. Gergi, R., Rjeily, J.A., Sader, J. and 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. *J. Endod.*, 36 (5): 904-7, 2010.

15. Alaçam, T.: Endodonti, İkinci baskı, Barış Yayınları, Fakülteler Kitabevi, Ankara, 2000, s. 289-309.
16. Walton, R. E., Current concepts of canal preparation, *Dent. Clin. North Am.*, 36, 309-25, 1992.
17. Peters, O.A. and Peters, C.I.: Cleaning and shaping of the root canal system. In *The Cohen's Pathways of the Pulp*. Tenth Ed. Hargreaves, K.M. and Cohen, S. Mosby, St Louise, 2011, pp. 283-348.
18. Weine, F.S. The use of non ISO-tapered instruments for canal flaring. *Compend. Dent. Educ.*, 17, 651-657, 1996.
19. Haapasalo, M., Endal, U., Zandi, H. and Coil, J.M.: Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*, 10: 77-102, 2005.
20. Gulabivala, K., Patel, B., Evans, G. and Ng, Y.L.: Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces. *Endodontic Topics*, 10: 103-22, 2005.
21. Siqueira, F., Araujo, M.C., Garcia P.F., Fraga R.C. and Dantas C.J.: Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J. Endod.*, 23: 499-502, 1997.
22. Carvalho, L.A.P., Bonetti, I. and Borges M.A.G.: A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J. Endod.*, 25 (12): 807-10, 1999.
23. Ahlquist, M., Henningsson, O., Hultenby, K. and Ohlin J.: The effectiveness of manual and rotary techniques in the cleaning of root canals: a scanning electron microscopy study. *Int. Endod. J.*, 34: 533-7, 2001.
24. Peters, O., A., Schönenberger, K. and Laib, A.: Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int. Endod. J.*, 34: 221-30, 2001.
25. Liolios, E., Economides, N., Parissis-Messimeris, S. and Boutsoukias A.: The effectiveness of three irrigating solutions on root canal cleaning after hand and mechanical preparation. *Int. Endod. J.*, 30: 51-7, 1997.
26. Siqueira, J.F.Jr., Rôças, I.N., Favieri, A. and Lima, K.C.: Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium hypochlorite. *J. Endod.*, 26: 331-4, 2000.
27. Soares, F, Varella, C.H., Pileggi, R., Adewumi, A. and Guelmann, M.: Impact of Er, Cr:YSGG laser therapy on the cleanliness of the root canal walls of primary teeth. *J. Endod.*, 34: 474-7, 2008.
28. Yang, G.B., Wu, H.K., Zheng, Y.L., Zhang, H., Li, H. and Zhou, X.D.: Scanning electron microscopic evaluation of debris and smear layer remaining following use of ProTaper and Hero Shaper instruments in combination with NaOCl and EDTA irrigation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 106: 63-71, 2008.
29. Byström, A. and Sundqvist, G.: Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand. J. Dent. Res.*, 89: 321-8, 1981.
30. Lilley, J.D.: Endodontic instrumentation before 1800. *J. Br. Endod. Soc.* 9: 67-70, 1976.
31. Bellizzi, R. and Cruse, W.P.: A historic review of endodontics, 1689-1963, Part III. *J. Endod.* 6: 576-80, 1980.
32. Tepel, J. and Schäfer, E.: Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Endod. Dent. Traumatol.*, 13: 201-10, 1997.

33. Bertrand, M.F., Lupi-Pégurier, L., Médioni E., Muller, M. and Bolla, M. : Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. *Int. Endod. J.*, 34: 631-6, 2001.
34. ElDeeb, M.E. and Boraas, J.C.: The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int. Endod. J.*, 18: 1-7, 1985.
35. Schäfer, E.: Root canal instruments for manual use: a review. *Endodontics & Dental Traumatology*, 13: 51-64, 1997.
36. Garip, Y.: Döner Ni-Ti kanal aletleri ile şekillendirme teknikleri. *İzmir Dişhekimleri Odası Dergisi Bilimsel Eki*, 3: 1-5, 2001.
37. Civjan, S., Huget, E.F. and DeSimon, L.B.: Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54 (1): 89-96, 1975.
38. Esposito, P.T. and Cunningham, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J. Endod.*, 21 (4): 173-6, 1995.
39. Garip, Y. and Günday, M.: The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, 34: 452-7, 2001.
40. Gambill, J.M., Alder, M. and del Rio, C.E.: Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J. Endod.*, 22 (7), 369-75, 1996.
41. Glosson, C., R., Haller, R., H., Dove, B. and del Rio, C., E.: A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven and K-Flex endodontic instruments. *J. Endod.*, 21 (3): 146-51, 1995.
42. Mullaney, T.P.: Instrumentation of finely curved canals. *Dental Clinics of North America*, 23 (4): 575-92, 1979.
43. Goerig, A.C., Michelich, R.J. and Schultz, H.H.: Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J. Endod.*, 8 (12): 550-4, 1982.
44. Morgan, L.F. and Montgomery, S.: An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J. Endod.*, 10 (10): 491-8, 1984.
45. Roane, J.B., Sabala, C.L. and Duncanson M.G.: The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, 11 (5): 203-11, 1985.
46. Wildey, W.L. and Senia, E.S. : A new root canal instrument and instrumentation technique: A preliminary report. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 67: 198-207, 1989.
47. Saunders, W.P. and Saunders, E.M.: Comparison of three instruments in the preparation of the curved root canal using the modified double-flared technique. *J. Endod.*, 20 (9): 440-4, 1994.
48. Abou-Rass, M., Frank, A.L. and Glick, D.H.: The anti-curvature filing method to prepare the curved root canal. *J. Am. Dent. Assoc.*, 101, 792-4, 1980.
49. Fava, L.R.G.: The double-flared technique: An alternative for biomechanical preparation. *J. Endod.*, 9 (2): 76-80, 1983.
50. Schäfer, E.: Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 92: 215-20, 2001.
51. Schäfer, E. and Lohmann, D.: Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand KFlexofile – Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, 35: 514-521, 2002.

52. Schäfer, E. and Florek., H.: Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, 36: 199-207, 2003.
53. Taşdemir, T., Aydemir, H., İnan, U. and Ünal, O.: Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *Int. Endod. J.*, 38: 402-8, 2005.
54. Gutierrez, J.H. and Garcia, J.: Microscopic and macroscopic investigation on results of mechanical preparation of root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 25 (1): 108-16, 1968.
55. Haznedaroğlu, F.: Nikel-Titanyum döner aletlerle kök kanalı şekillendirilmesi: Hero 642 yöntemi. *Malatya Dişhekimleri Odası Dergisi*, 17 (2): 8-10, 1999.
56. Hudson, D.A., Remeikis, N.A. and Van Cura, J.E.: Instrumentation of curved root canals: A comparison study. *J. Endod.*, 16: 448-50, 1992.
57. Himel, V.T. and Levitan M.E.: Use of nickel titanium instruments for cleaning and shaping root canal systems. *Tex. Dent. J.*, 120 (3): 262-8, 2003.
58. Gluskin, A.H., Peters, C.I., Wong, R.D.M. and Ruddie C.J.: Retreatment of non-healing endodontic therapy and management of mishaps. In *The Ingle Endodontics*, 6th Ed. Ingle, J.I., Bakland, L.K. and Baumgartner, J.C. Hamilton:BC Decker, 2008, pp. 1088-161.
59. Pitt Ford, T.R., Rhodes, J.S. and Pitt Ford, H.E.: *Endodontics, Problem-Solving in Clinical Practice*, First Ed., Martin Dunitz, London, 2002.
60. Gutmann, J.L., Dumsha, T.C., Lovdahl, P.E. and Hovland, E.J.: *Problem Solving in Endodontics*, Third Ed., Mosby, St. Louis, 1997.
61. Bishop, K. and Dummer, P.M.: Comparison of stainless steel flexofiles and nickel-titanium Nitiflex file during the shaping of simulated canals. *Int. Endod. J.*, 30: 25-34, 1997.
62. Seltzer, S., Bender, I.B., Smith, J. et al.: Endodontic failures-an analysis based on clinical, roentgenographic and histologic findings, II. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 23 (4): 517-30, 1967.
63. Seltzer, S., Sinai, I. and August, D.: Periodontal effects of root perforations before and during endodontic procedures. *J. Dent. Res.*, 49 (2): 332-9, 1970.
64. Buchanan, L.S.: Working length and apical patency: the control factors, *The Endodont Report*, Fall/Winter, p. 6, 1987.
65. Çalışkan, M.K.: *Endodontide Tanı ve Tedaviler*, Nobel, İstanbul, s. 545-77, 2006.
66. Greene, K.J. and Krell, K.V.: Clinical factors associated with ledged canals in maxillary and mandibular molars. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 70 (4): 490-7, 1990.
67. Lim, K.C. and Webber, J.: The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int. Endod. J.* 4: 233-9, 1985.
68. Pruett, J.P., Clement, D.J. and Carnes, D.L.Jr.: Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, 2: 77-85, 1997.
69. Sonntag, D., Stachniss-Carp, S. and Stachniss, V.: Determination of root canal curvatures before and after canal preparation (part 1): a literature review. *Aust. Endod. J.*, 31 (3): 89-93, 2005.
70. Schneider, S.W.: A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 32: 271-5, 1971.
71. Cunningham, C.J. and Senia, E.S.: A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J. Endod.*, 18: 294-300, 1992.

72. Berbert, A. and Nishiyama, C.K.: *Curvaturas Radiculares. Uma Nova Metodologia Para a muensuracao e Localizacao*. Rev Gau Alegre, 42: 356 -58, 1994.
73. Luiten, D.J., Morgan, L.A., Baumgartner J.C. and Marshall, J.G. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *J. Endod.* 21: 26-32, 1995.
74. Pettiette, M.T., Metzger., Z., Phillips, C. and Trope, M.: Endodontic complications of root canal therapy performed by dental students with stainless steel K-files and nickel-titanium hand files. *J. Endod.* 25: 230-34, 1999.
75. Schafer, E., Diez, C., Hoppe, W. and Tepel J.: Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J. Endod.*, 28, (3), 211-6, 2002.
76. Dobo-Nagy, C., Szabo, J. and Szabo J.: A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth. *J. Endod.* 21, 557-60, 1995.
77. Dobo-Nagy C., Keszthelyi, G., Szabo, J., Sulyok, F.I., Ledeczky, G. and Szabo J.: A computerised method for mathematical description of three-dimensional root canal axis. *J. Endod.*, 26, 639-43, 2000.
78. Nielsen, R.B., Alyassin, A.M., Peters, D.D., Carnes. D.L., Lancaster, J.: Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J. Endod.*, 21 (11): 561-68, 1995.
79. Dummer, P.M., Al-Omari, M.A. and Bryant, S.: Comparison of the performance of four files with rounded tips during shaping of simulated root canals. *J. Endod.* 24: 364–71, 1998.
80. Haikel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B. and Allemann. C.: Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 25: 434–40, 1999.
81. Thompson, S.A. and Dummer, P.M.: Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Parts 1 and 2. *Int. Endod. J.*, 31, 259–74, 2000.
82. Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K. and Barbakow, F.: ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int. Endod. J.*, 36: 86–92, 2003.
83. Peters, O.A., Boessler, C., Paqué, F.: Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J. Endod.*, 36 (6): 1068-72, 2010.
84. Hübscher, W., Barbakow, F. and Peters O.A.: Root canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int. Endod. J.*, 36 (7): 40–7, 2003.
85. Peters O.A.: Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J. Endod.*, 30, 559–67, 2004.
86. Peters, O.A. and Paque, F.: Root Canal Preparation of Maxillary Molars With the Self-adjusting File: A Micro-computed Tomography Study. *J. Endod.*, 37 (1): 53–7, 2011.
87. Paqué, F. and Peters O.A.: Micro-computed tomography evaluation of the preparation of long oval root canals in mandibular molars with the self-adjusting file. *J. Endod.*, 37 (4): 517-21, 2011.
88. Vaudt, J., Bitter K. and Kielbassa A.M.: Evaluation of rotary root canal instruments in vitro: a review. *Endo*, 1 (3), 189-203, 2007.
89. Kandaswamy, D., Venkateshbabu, N., Porkodi, I. and Pradeep, G.: Canal-centring ability: An endodontic challenge. *J. Conserv. Dent.* 12 (1), 3-9, 2009.

90. Svec, T.A.: Instruments for cleaning and shaping. In *The Ingle Endodontics*, 6th Ed. Ingle, J.I., Bakland, L.K. and Baumgartner, J.C. (Eds.) Hamilton: BC Decker, 2008, pp. 813-47.
91. Metzger, Z., Teperovich, E., Zary, R., Cohen, R. and Hof, R.: The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J. Endod.*, 36 (4): 679-90, 2010.
92. Paque, F., Barbakow, F. and Peters, O., A.: Root canal preparation with Endo-Eze AET: challenges in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *Int. Endod. J.*, 38: 456, 2005.
93. Zmener, O., Pamaier C., H. ve Banegas, G.: Effectiveness in cleaning oval shaped root canals using Anatomic Endodontic Technology, ProFile and manuel instrumentation: a scanning electron microscopic study. *Int. Endod. J.*, 38: 356, 2005.
94. Borden, T.: "Shape-Memory Alloys: Forming a Tight Fit." *Mechanical Engineering*, pp. 67-72, 1991.
95. Serene, T.P.: Nickel-titanium instruments. In *The Applications in Endodontics*. Adams, I.D. and Saxena, A. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica Inc., 1995.
96. Çavdar E.: Şekil hatırlamalı Ni-Ti alaşımında difüzyonsuz faz dönüşümünün termodinamik özellikleri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniv. Fen Bil. Ens., Ankara, 2006.
97. Porter, D.A. and Easterling K.E.: *Phase Transformations in Metals and Alloys*, Second Edition, Chapman & Hall, London, pp.353,1992.
98. Dilibal, S.: Ni-Ti şekil bellekli alaşım üretimi ve şekil bellek eğitimi, Yıldız Teknik Üniv. Fen Bil. Ens., Doktora Tezi, İstanbul, 2005.
99. Shackelford, J.F.: *Foundations of Materials Science and Engineering*, 7th Ed., Prentice Hall New Jersey, USA, pp. 102-124, 2008.
100. Gürlük, G.: NiTi hafızalı alaşım şekilli film kaplamaların üretilmesi ve karakterizasyonu, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniv. Fen Bil. Ens., İstanbul, 2009.
101. Otsuka, K. and Kakeshita, T.: *Science and Technology of Shape-Memory Alloys: New Developments*, MRS Bulletin, February, 2002.
102. Kurt, B. ve Orhan, N.: Şekil Hafızalı Alaşımların Kullanım Alanı Üzerine Son Gelişmeler, 9.Denizli Malzeme Sempozyumu, Pamukkale Ün. Müh. Fak. s. 459-465, 2002.
103. Buehler, W.J. and Wang ,F.E.: A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* 1: 105-120, 1967.
104. Schiller, E.H.: *Heat Engine Driven by Shape Memory Alloys: Prototyping and Design*, Thesis submitted to the Faculty of Virginia Polytechnic Institute and State University in partial fulfillment of the requirements for a degree of Master of Science in Mechanical Engineering, 72, 2002.
105. Brantley, W.A.: Introduction of Nickel-Titanium alloy. In *The Ingle Endodontics*, 6th Ed. Ingle, J.I., Bakland, L.K. and Baumgartner, J.C. (Eds.) Hamilton: BC Decker, 2008, pp. 800-12.
106. Otsuka, K. and Ren, X.: Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys, *Progress in Materials Science*, 50, 511-678, 2005.
107. Duerig, T.W., Melton, K.N., Stöckel, D. and Wayman, C.M.: *Engineering aspects of shape memory alloys*, Butterworth-Heinemann, London, 3-45, pp. 369-93, 1990.
108. Brantley, W.A.: Orthodontic wires. In *The Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Brantley, W.A. and Eliades, T. (Eds.). Stuttgart: Thieme, 52-6, 2001, pp. 77-103.

109. Miyazaki, S. and Otsuka, K.: Development of shape memory alloys. *Iron Steel Inst. Jpn. Int.*, 29, 353-77, 1989.
110. Pilch, J., Pokluda, J., Florian Z, et al.: Thermomechanical Properties of Nitinol Wires for Stewart Platform. *AT&P journal PLUS1*: 63-6, 2007.
111. Lloyd, A.: Root canal instrumentation with ProFile instruments. *Endodontic Topics*, 10: 151-4, 2005.
112. West, J.: Progressive taper technology: rationale and clinical technique for the new ProTaper Universal System, *Dent Today*, 64, 66 –9, 2006.
113. Schafer, E., Erler, M. and Dammaschke, T.: Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, 39, 203-12, 2006.
114. Cheung, G.S.P.: Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes, *Endodontic Topics*, 16, 1–26, 2007.
115. Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Cantatore, G. and Condorelli, G.G.: Surface properties of nickel-titanium rotary instruments. *Endod. Pract. Today*, 1, 45–52, 2007.
116. Baumann, M.A.: Reamer with alternating cutting edges – concept and clinical application. *Endodontic Topics*, 10: 176-8, 2005.
117. Mallet, J., P. ve Diemer, F., 2008. An instrument innovation for initial endodontic treatment: the Revo-S sequence, *Clinic*, November, 29.
118. Li, U-M., Iijima, M., Endo, K., Brantley, W.A., Alapati, S.B. and Lin, C.P.: Application of plasma immersion ion implantation for surface modification of nickel-titanium rotary instruments. *Dent. Mater. J.*, 26, 467–73, 2007.
119. Bui, T.B., Mitchell, J.C. and Baumgartner, J.C.: Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J. Endod.*, 34, 190–3, 2008.
120. Metzger, Z., Basrani, B. and Goodis, H.E.: Instruments, materials and devices. In *The Cohen's Pathways of the Pulp*. Tenth Ed. Hargreaves, K.M. and Cohen, S. Mosby, St Louise, pp. 2011, 223-382.
121. Kim, H.C., Yum, J., Hur, B. and Cheung G.S.: Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J. Endod.*, 36, 147–52, 2010.
122. Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M.D., et al.: Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 105, 798-800, 2008.
123. Mounce, M., 2008. The Twisted File: a new paradigm in canal enlargement, *Dentistry Clinical*, November, 33-4.
124. Guelzow, A., Stamm, O., Martus, P. and Kielbassa A.M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int. Endod. J.*, 38, 743-52, 2005.
125. Paque, F., Ganahl, D. and Peters, O.A. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J. Endod.*, 35, 1056–9, 2009.
126. Fornari, V.J., Silva-Sousa, Y.T., Vanni, J.R., Pecora, J.D., et al.: Histological evaluation of the effectiveness of increased apical enlargement for cleaning the apical third of curved canals. *Int. Endod. J.*, 43, 988–94, 2010.

127. Berendt, C.J. and Yang, J.: Endodontic instruments with improved fatigue resistance. In: International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies; Pacific Grove, CA, ASM International, 2006.
128. Alapati, S.B., Brantley, W.A., Iijima, M., et al.: Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J. Endod.*, 35, 1589–93, 2009.
129. Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., et al.: Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 Nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J. Endod.*, 34, 1406–9, 2008.
130. Peters, O.A., Laib, A., Gobring, T.N. and Barbakow, F.: Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J. Endod.*, 27 (1): 1-6, 2001.
131. Bramante, M., Berbert, A. and Borges, R.P.: Methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J. Endod.*, 13, 243–5, 1987.
132. Backman, C.A., Oswald, R.J. and Pitts, D.L.: A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques, *J. Endod.*, 18, 19–24, 1992.
133. Maggiore, F.: Endodontic preparation of curved root canals using the mac files: evaluation using a radiographic method and a computerized analysis. Master's Thesis.. Rome, Italy: University of Rome 'La Sapienza' 1994.
134. Iqbal, M.K., Maggiore, F., Suh, B., Edwards, K.R., Kang, J. and Kim, S.: Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *J. Endod.*, 29, 587-91, 2003.
135. Iqbal, M.K., Firic, S., Tulcan, J., Karabucak, B. and Kim, S.: Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*, 37 (6): 359-64, 2004.
136. Iqbal, M.K., Banfield, B., Lavorini, A. and Bachstein, B.: A comparison of LightSpeed LS1 and LightSpeed LSX NiTi rotary instruments in apical transportation and length control in simulated root canals. *J. Endod.*, 33 (3): 268-71, 2007.
137. Iqbal, M.K., Floratos, S., Hsu, Y.K. and Karabucak, B.: An in vitro comparison of Profile GT and GTX nickel-titanium rotary instruments in apical transportation and length control in mandibular molar, *J. Endod.*, 36 (2): 302-4, 2010.
138. Javaheri, H.H. and Javaheri G.H.: A comparison of three rotary instruments in apical transportation, *J Endod*, 33 (3): 284-6, 2007.
139. Karabucak, B., Gatan, A.J., Hsiao, C. and Iqbal, M.K.: A comparison of apical transportation and length control between EndoSequence and Guidance rotary instruments. *J. Endod.*, 36 (1): 123-5, 2010.
140. Tsesis, I., Amdor, B., Tamse, A. and Kfir, A.: The effect of maintaining apical patency on canal transportation. *Int. Endod. J.*, 41, 431-5, 2008.
141. American Association of Endodontists. Glossary. Contemporary terminology for endodontics. 7th ed. Chicago, IL, USA: AAE; 2003.
142. McComb, D. and Smith, D.C.: A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J. Endod.*, 1, 238–42, 1975.
143. Pashley, D.H., Tao, L., Boyd, L., King, G.E. and Horner, J.A.: Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch. Oral Biol.*, 33, 265–70, 1988.
144. Schafer, E. and Schlingemann, R.: Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and

- shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, 36, 208-217, 2003.
145. Wu, M.K. and Wesselink, P.R.: Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 79, 492-6, 1995.
 146. Tan, B.T. and Messer, H.H.: The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *J. Endod.*, 28, 658-664, 2002.
 147. Schafer, E. and 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. *Int. Endod. J.*, 37, 239-48, 2004.
 148. Paque, F., Musch, U. and Hülsmann, M.: Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.*, 38, 8-16, 2005.
 149. Hülsmann, M., Rummelin, C. and Schafers, F.: Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *J. Endod.*, 23, 301-6, 1997.
 150. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int. Endod. J.*, 39 (12): 921-30, 2006.
 151. Peters, O.A. and Koka R.S.: Preparation of coronal and radicular spaces. In *The Ingle Endodontics*, 6th Ed. Ingle, J.I., Bakland, L.K. and Baumgartner, J.C. (Eds.) Hamilton: BC Decker, 2008, pp. 877-991.
 152. Hülsmann, M. and Stryga, F.: Comparison of Root Canal Preparation Using Different Automated Devices and Hand Instrumentation. *J. Endod.*, 19, 141-145, 1993.
 153. Zmener, O. and Banegas, G.: Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated curved root canals. *Int. Endod. J.*, 29, 315-319, 1996.
 154. Liu, S.B., Fan, B., Cheung, G.S., Peng, B., Fan, M.W., Gutmann, J.L., et al.: Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. *Am. J. Dent.*, 19 (6): 353-8, 2006.
 155. Vaudt, J., Bitter, K., Neumann, K. and Kielbassa, A.M.: Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int. Endod. J.*, 42 (1): 22-33, 2009.
 156. Gergi, R., Rjeily, J.A., Sader, J. and 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. *J. Endod.*, 36 (5): 904-7, 2010.
 157. Yum, J., Cheung, G.S., Park, J.K., Hur, B. and Kim, H.C.: Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J. Endod.*, 37 (3): 382-6, 2011.
 158. Gambarini, G., Grande, N., M., Plotino, G., et al: Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endod.*, 34, 1003-5, 2008.
 159. Schafer, E. and Lohmann, D.: Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, 35, 505-13, 2002.
 160. Bürklein, S., Hiller, C., Huda, M. and Schäfer E.: Shaping ability and cleaning effectiveness of Mtwo versus coated and uncoated EasyShape instruments in severely curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, 44 (5): 447-57, 2011.

161. Rhodes, J.S., Pitt Ford, T.R., Lynch, J.A., Liepins, P.J. and Curtis, R.V.: A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography, *Int Endod J*, 33, 279-285, 2000.
162. Gani O. And Visvisian C.: Apical canal diameter in the first upper molar at various ages. *J. Endod.*, 25 (10): 689-691, 1999.
163. Peters, O.A. and Paqué F.: Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study. *J. Endod.*, 37 (1): 53-7, 2011. Erratum in: *J Endod.* 37(3):419, 2011.
164. Bauman, R., Scarfe, W., Clark, S., Morelli, J., Scheetz, J. and Farman A.: Ex vivo detection of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions. *Int Endod J*. 2011 Apr 7. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01882.x. [Epub ahead of print]
165. Wu, M.K., Fan, B. and Wesselink, P.R.: Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J. Endod.*, 26, 210–6, 2000.
166. Uroz-Torres, D., González-Rodríguez, M.P. and Ferrer-Luque, C.M.: Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J. Endod.*, 35 (5): 699-702, 2009.
167. Setzer, F.,C., Kwon, T.K. and Karabucak, B.: Comparison of apical transportation between two rotary file systems and two hybrid rotary instrumentation sequences. *J. Endod.*, 36 (7): 1226-9, 2010.
168. Zuolo, M.L., Walton, R.E. and Imura, N. Histologic evaluation of three endodontic instrument/preparation techniques. *Endod. Dent. Traumatol.* 8, 125–9, 1992.
169. Yun, H.H. and Kim, S.K.: A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 95, 228-33, 2003.
170. Moore, J., Fitz-Walter, P. and Parashos, P.: A micro-computed tomographic evaluation of apical root canal preparation using three instrumentation techniques. *Int. Endod. J.*, 42 (12): 1057-64, 2009.
171. Short, J.A., Morgan, L.A., Baumgartner, J.C.: A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J. Endod.*, 23 (8): 503-7, 1997.
172. Hartmann, M.S., Barletta, F.B., Fontanella, V.R.C. and Vanni, J.R.: Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *J. Endod.*, 33 (8): 962-5, 2007.
173. Martín-Micó, M., Forner-Navarro, L. and Almenar-García, A.: Modification of the working length after rotary instrumentation: a comparative study of four systems. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.*, 2009 1; 14 (3): E153-7, 2009.
174. Sonntag, D., Ott, M., Kook, K. and Stachniss, V.: Root canal preparation with the NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Aust. Endod. J.*, 3 (2): 73-81, 2007.
175. Vahid, A., Roohi, N. and Zayeri, F.: A comparative study of four rotary NiTi instruments in preserving canal curvature, preparation time and change of working length. *Aust. Endod. J.*, 35 (2): 93-7, 2009.
176. Ünal, G.C., Maden, M., Savgat, A., Orhan E.O.: Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: Protaper Universal versus Protaper. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 107 (6): 886-92, 2009.

177. Özer, S.Y.: Comparison of root canal transportation induced by three rotary systems with noncutting tips using computed tomography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 111 (2): 244-50, 2011.
178. Schafer, E., Erler, M. and Dammaschke, T.: Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int. Endod. J.*, 39 (3): 196-202, 2006.
179. Pasternak-Júnior, B., Sousa-Neto, M.D. and Silva, R.G.: Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments. *Int. Endod. J.*, 42 (6): 499-506, 2009.
180. Yang, G.B., Zhou, X.D., Zheng, Y.L., Zhang, H., et al.: Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *Int. Endod. J.*, 40 (9): 707-14, 2007.
181. Mader, C.L., Baumgartner, J.C. and Peters, D.D.: Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J. Endod.*, 10, 477-83, 1984.
182. Shahravan, A., Haghdoust, A.A., Adl, A., Rahimi, H. and Shadifar, F.: Effect of smear layer on sealing ability of canal obturation: a systematic review and meta-analysis. *J. Endod.*, 33, 96-105, 2007.
183. Lim, T.S., Wee, T.Y., Choi, M.Y., Koh, W.C. and Sae-Lim.: Light and scanning electron microscopic evaluation of Glyde™ File Prep in smear layer removal. *Int. Endod. J.* 36, 336-43, 2003.
184. Violich, D.R. and Chandler, N.P.: The smear layer in endodontics-a review. *Int. Endod. J.*, 43, 2-15, 2010.
185. Gambarini, G.: Shaping and cleaning the root canal system: a scanning electron microscopic evaluation of a new instrumentation and irrigation technique. *J. Endod.*, 25, 800-3, 1999.
186. Grandini, S., Balleri, P. and Ferrari, M.: Evaluation of Glyde File Prep in combination with sodium hypochlorite as a root canal irrigant. *J. Endod.*, 28, 300-3, 2002.
187. Spangberg, L., Engstrom, B. and Langeland K.: Biological effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effects on endodontic antiseptics in vitro. *Oral Surg. Oral Med & Oral Pathol.*, 36, 856-71, 1973.
188. Türkün, M. and Cengiz, T.: The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness. *Int. Endod. J.*, 30, 335-42, 1997.
189. Yamada, R.S., Armas, A., Goldman, M. and Lin, P.S.: A scanning electron microscopic comparison of high volume final flush with several irrigating solutions. Part 3. *J. Endod.*, 9, 137-42, 1983.
190. Williamson, A.E., Sandor, A.J. and Justman, B.C.: A comparison of three nickel titanium rotary systems, EndoSequence, ProTaper universal, and Profile GT for canal-cleaning ability. *J. Endod.*, 35 (1): 107-9, 2009.
191. Haikel, Y. and Allemann, C.: Effectiveness of four methods for preparing root canals: a scanning electron microscopic evaluation. *J. Endod.*, 14, 340-5, 1988.
192. Hülsmann, M., Gressman, G. and Schafers, F.A.: Comparative study of root canal preparation using FlexMaster and Hero 642 rotary NiTi instruments. *Int. Endod. J.*, 36, 358-366, 2003.
193. Prati, C., Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L. and Marchionni, S.: Apperarence of the root canal walls after preparation with NiTi rotary instruments: a comparative SEM investigation. *Clin. Oral Invest.*, 8, 102-110, 2004.

194. Gekelman, D., Ramamurthy, R., Mirfarsi, S., Paque, F. and Peters, O.A.: Rotary nickel–titanium GT and ProTaper files for root canal shaping by novice operators: a radiographic and micro-computed tomography evaluation. *J. Endod.*, 35, 1584–8, 2009.
195. Gambarini, G. and Laszkiewicz J.: A scanning electron microscopic study of debris and smear layer remaining following use of GT rotary instruments. *Int. Endod. J.*, 35 (5): 422-7, 2002.
196. Jeon, I.S., Spångberg, L.S., Yoon, T.C., Kazemi, R.B. and Kum, K.Y.: Smear layer production by 3 rotary reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 96 (5): 601-7, 2003.
197. Bidar, M., Moradi, S., Forghani, M., Bidad, S., Azghadi, M., et al.: Microscopic evaluation of cleaning efficiency of three different Nickel-titanium rotary instruments. *Iranian Endod J.*, 5 (4): 174-8, 2010.
198. Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L., Marchionni, S., et al.: SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int. Endod. J.*, 37, 832-839, 2004.
199. Sipert, C.R., Hussne, R.P. and Nishiyama, C.K.: Comparison of the cleaning efficacy of the FKG race system and hand instrument in molar root canal. *J. Appl. Oral. Sci.*, 14 (1): 6-9, 2006.
200. Wu, M.K., Roris, A., Barkis, D., et al.: Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 89: 739–43, 2000.
201. Carver K, Nusstein J, Reader A, Beck M. In vivo antibacterial efficacy of ultrasound after hand and rotary instrumentation in human mandibular molars. *J. Endod.*, 33 (9): 1038-43, 2007.
202. Burleson, A., Nusstein, J., Reader, A., et al.: The in vivo evaluation of hand/rotary/ultrasound instrumentation in necrotic, human mandibular molars. *J. Endod.*, 33: 782–7, 2007.
203. Paqué, F., Balmer, M., Attin, T. and Peters, O.A.: Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study. *J. Endod.*, 36 (4): 703-7, 2010.

ÖZGEÇMİŞ

18.11.1978 tarihinde Gümüşhane’de doğdum. İlkokulu Siirt Atatürk ve Erzincan Ziya Gökalp İlkokulları’nda, ortaokul ve liseyi ise Kocaeli, Adana ve Kütahya Anadolu Liseleri’nde tamamladım. Lisans ve lisansüstü eğitimlerimi Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2001 yılında mezun olarak tamamladım. Vatani görevimi 2002-2003 yılları arasında Mardin 70. Mekanize Piyade Tugayı revirinde yedek subay olarak gerçekleştirdim. 2004-2005 yılları arasında Kelkit Devlet Hastanesi’nde diş hekimi olarak görev yaptım. Kasım 2005 tarihinde Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.D.’de araştırma görevlisi olarak göreve başladım ve Şubat 2007’de aynı anabilim dalında doktora eğitimime başladım. Şubat 2009 tarihinde doktora yeterlilik sınavında başarılı oldum.

Yabancı dilim İngilizce’dir. Evliyim. Bir çocuk sahibiyim.