



**T.C.**  
**SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KİNEMATİKLERİN KÖK KANAL PREPARASYONU**  
**SIRASINDA DENTİN ÇATLAĞI OLUŞMASI ÜZERİNE**  
**ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Gözde UYSALCAN**  
**UZMANLIK TEZİ**

**SİVAS**  
**2021**





**T.C.  
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KİNEMATİKLERİN KÖK KANAL PREPARASYONU  
SIRASINDA DENTİN ÇATLAĞI OLUŞMASI ÜZERİNE  
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Gözde UYSALCAN  
UZMANLIK TEZİ**

**Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ  
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SİVAS  
2021**

## ONAY SAYFASI



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, destekleri ve hoşgörüsüyle her zaman güzel bir örnek olan, bana olan sevgisi ve inancıyla kendimi güvende hissettiren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum ve duyacağım danışman hocam, Sayın Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ'a;

Eğitimim boyunca mesleki bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, tez sürecimde bana her türlü desteği sağlayan, çalışma ve sosyal hayatımda her daim yanımda olup bana yol gösteren sevgili hocam, Doç. Dr. Recai ZAN'a;

Eğitimime bulunduğu büyük katkılarından dolayı değerli hocam Prof. Dr. Kerem Engin AKPINAR'a;

Birlikte başlamış olduğumuz ve yine birlikte bitireceğim uzmanlık eğitimim süresince, her koşulda yanımda olup sevincimi üzüntümü paylaşan ve bana destek olan sevgili arkadaşlarım Dt. Fatoş ALBAYRAK ve Dt. Ayşegül ÇİMEN'e;

Eğitimim süresince anlayışıyla beni her zaman motive edip cesaretlendiren, birlikte çalışma fırsatı bulmuş olduğum ve çalışmaktan büyük keyif aldığım, mutluluğumu ve üzüntülerimi paylaşan, ilgi ve sevgileriyle her zaman yanımda olan, değerli çalışma arkadaşlarım Ömer BİLGİN, Ebru KALKAN ÖZKAN, Tuğçenur YILDIZ, Duygu MUTLU, Bilge ÜNAL, Melda KENGEL ve Muhammed AYHAN'a;

Çalışmamın istatistiksel analizlerini gerçekleştiren Ecem DEMİR'e;

Hayatım boyunca attığım her adımda beni destekleyen, sonsuz emekleri ve sevgisiyle her daim yanımda olan, ne kadar teşekkür etsem de fedakarlıklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Birsen UYSALCAN ile uzmanlığımın son yılında COVID-19 pandemisi sebebiyle kaybettiğim hayattaki en büyük destekçim olan canım babam Süleyman UYSALCAN'a; her zaman arkamda duran, hayatımın en büyük şansı olan ağabeyim Fırat UYSALCAN ve çok sevgili eşi Dilhan UYSALCAN'a;

En içten duygularıyla minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### FARKLI KİNEMATİKLERİN KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA DENTİN ÇATLAĞI OLUŞMASI ÜZERİNE ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Gözde UYSALCAN

Endodonti Anabilim Dalı

Sivas

2021

Çalışmamızda farklı kinematiklerle kullanılan döner eğe sisteminin alt çene birinci büyük azı dişlerinin mezial kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında dentin çatlağı oluşması üzerine etkileri incelendi.

Araştırmada iki kök kanalına ve iki apikal foramene sahip 100 adet yeni çekilmiş mandibular birinci büyük azı dişlerinin mezial kökleri kullanıldı. Dişlerin kronları ve distal kökleri elmas frezle su soğutması altında uzaklaştırıldı. Dişler rastgele 10 gruba ayrılarak, kontrol grubundaki (Grup 1) dişlere preparasyon yapılmadı. Deney gruplarında rehber yol oluşturmak amacıyla ProGlider eğesi, şekillendirme amacıyla ise ProTaper Next eğeleri farklı kinematiklerle kullanıldı. İlk deney grubunda (Grup 2) rehber yol oluşturma ve şekillendirme işlemleri Tri Auto ZX2 endodontik motor kullanılarak devamlı rotasyon hareketiyle yapıldı. Grup 3'te E-connect S endodontik motor kullanılarak 150° CW- 30° CCW resiprokasyon hareketiyle, Grup 4'te Elements™ motor kullanılarak adaptif hareketle, Grup 5'te Tri Auto ZX2 endodontik motorun Optimum Torque Reverse (OTR) fonksiyonunun 180° modunda, Grup 6'da Tri Auto ZX2 endodontik motorla OTR 240° modunda, Grup 7'de Tri Auto ZX2 endodontik motor kullanılarak Optimum Glide Path (OGP) 240° ve OTR 240° fonksiyonuyla, Grup 8'de OGP 90° ve OTR 240° fonksiyonuyla, Grup 9'da OGP 240° ve OTR 180° fonksiyonuyla ve son olarak Grup 10'da ise OGP 90° ve OTR 180° fonksiyonuyla rehber yol oluşturma ve şekillendirme işlemleri tamamlandı.

Kök kanal şekillendirilmesinden sonra örnekler apekten 3, 6, ve 9 mm uzaklıkta, su soğutması altında düşük hızlı testere kullanılarak horizontal doğrultuda kesildi. Çatlakların daha net izlenebilmesi için her bir kesit çürük belirleyici boya ile boyanarak, kesitlerden stereomikroskop altında 12,5x büyütmede fotoğraflar alındı.

Kesitler dentin çatlağı varlığı açısından incelenerek iki farklı değerlendirme yapıldı. İlk değerlendirmede örnekler çatlak var/çatlak yok yönünden; ikinci değerlendirmede ise çatlak yok, tamamlanmış çatlak ve diğer defektlerin (tamamlanmamış çatlak ve çizgisel çatlak) varlığı yönünden incelendi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak Khi-kare testi ile analiz edildi.

Kontrol grubunda dentin çatlağı oluşumuna rastlanmadı. Çalışmamızda en fazla defekt varlığı resiprokal ve devamlı rotasyon hareketinin kullanıldığı gruplarda belirlendi fakat bu iki grup arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi. En fazla tamamlanmış çatlak varlığına resiprokal ve devamlı rotasyon kinematiğinde rastlanırken en fazla tamamlanmamış ve çizgisel çatlak ise OGP 240° OTR 180° grubunda bulundu. Döner eğelerle yapılan preparasyon sonucunda gruplar göz ardı edilerek kesitler değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en fazla dentin defektinin koronal üçlüde olduğu görüldü. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da en fazla tamamlanmış çatlak koronal kesitte, en fazla tamamlanmamış ve çizgisel çatlak ise orta üçlüde gözlemlendi.

İn-vitro çalışmaların sınırlamaları göz önünde bulundurularak, çalışmamızda farklı döner sistem kinematiklerinin uygulandığı tüm gruplarda kök dentininde çatlak oluşumuna rastlanmıştır. Devamlı rotasyon ve resiprokasyon hareketleri dentinde daha fazla defekt oluşumuna sebep olmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Dentin çatlağı, Kinematik, Kök kanal enstrümantasyonu, ProTaper Next, Rehber yol eğesi

Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (CUBAP) tarafından DİŞ-238 proje numarası ile desteklenmiştir.

## **ABSTRACT**

### **THE COMPARATIVE INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT KINEMATICS ON THE FORMATION OF DENTIN CRACKS DURING ROOT CANAL PREPARATION**

**Gözde UYSALCAN**

**Department of Endodontics**

**Sivas**

**2021**

In our study, the effects of the rotary file system used with different kinematics on the formation of dentin cracks during the shaping of the mesial root canals of the mandibular first molars were examined.

In the present study, the mesial roots of 100 newly extracted mandibular first molars with two root canals and two apical foramina were used. The crowns and distal roots of the teeth were removed under water cooling with a diamond bur. Teeth were randomly divided into 10 groups, and no preparation was applied to the teeth in the control group (Group 1). ProGlider files were used to form a glide path in the experimental groups, and ProTaper Next files were used with different kinematics for shaping. In the first experimental group (Group 2), glide path formation and shaping processes were performed with continuous rotation movement using the Tri Auto ZX2 endodontic motor. Glide path formation and shaping processes were completed using an E-connect S endodontic motor with 150° CW- 30° CCW reciprocation movement in Group 3, an Elements™ motor with adaptive movement in Group 4, in the 180° mode of the Optimum Torque Reverse (OTR) function of a Tri Auto ZX2 endodontic motor in Group 5, in the OTR 240° mode of a Tri Auto ZX2 endodontic motor in Group 6, with the Optimum Glide Path (OGP) 240° and OTR 240° functions using a Tri Auto ZX2 endodontic motor in Group 7, with the OGP 90° and OTR 240° functions in Group 8, with the OGP 240° and OTR 180° functions in Group 9, and finally with the OGP 90° and OTR 180° functions in Group 10.

After the root canal shaping, the samples were cut in the horizontal direction using a low-speed saw under water cooling, at a distance of 3, 6, and 9 mm from the apex. To observe cracks more clearly, each section was dyed with a caries-detector

dye, and photographs were obtained from the sections under a stereomicroscope at 12.5x magnification. The sections were examined for the presence of dentin cracks, and two different evaluations were made. In the first evaluation, the samples were examined in terms of the presence/absence of cracks, and in the second evaluation, in terms of the absence of cracks, the presence of complete cracks and other defects (incomplete cracks and craze line). The data obtained were statistically analyzed using the chi-square test.

There was no dentin crack formation in the control group. In our study, the most defects were determined in the groups in which the reciprocal and continuous rotation movements were used, but no significant difference was found between these two groups. The most complete cracks were found in reciprocal and continuous rotation kinematics, while the most incomplete cracks and craze lines were found in the OGP 240° OTR 180° group. As a result of the preparation made with rotary files, when the sections were evaluated by ignoring the groups, the most dentin defects were observed in the coronal third, although it was not statistically significant. Although not statistically significant, the most complete cracks were observed in the coronal section, while the most incomplete cracks and craze lines were observed in the middle third.

Considering the limitations of in-vitro studies, crack formation was observed in root dentin in all groups in which different rotary system kinematics used in our study. Continuous rotation and reciprocation movements caused more defects in dentin.

**Key Words:** Dentin crack, Kinematics, Root canal instrumentation, ProTaper Next, Glide path file

This study was supported by the Scientific Research Project Fund of Sivas Cumhuriyet University (CUBAP) under the project number of DİŞ-238.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                  |      |
|----------------------------------------------------------------------------------|------|
| TEŞEKKÜR.....                                                                    | iii  |
| ÖZET.....                                                                        | iv   |
| ABSTRACT.....                                                                    | vi   |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                | viii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR.....                                                     | x    |
| ŞEKİLLER DİZİNİ.....                                                             | xii  |
| TABLolar DİZİNİ .....                                                            | xiii |
| 1. GİRİŞ .....                                                                   | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                          | 4    |
| 2.1. Kök Kanal Tedavisinde Şekillendirme ve Şekillendirme Yöntemleri.....        | 4    |
| 2.1.1. Apikalden Koronale Doğru Uygulanan Şekillendirme Yöntemleri .....         | 6    |
| 2.1.2. Koronalden Apikale Doğru Uygulanan Şekillendirme Yöntemleri .....         | 9    |
| 2.2. Nikel-Titanyum Kök Kanal Aletlerinin Tarihçesi ve Yapısal Özellikleri ..... | 11   |
| 2.3. Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Sınıflandırılması .....                       | 17   |
| 2.3.1. Birinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri .....                            | 17   |
| Birinci nesil Ni-Ti döner eğe sistemleri.....                                    | 17   |
| 2.3.2. İkinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri .....                             | 17   |
| 2.3.3. Üçüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri .....                             | 17   |
| 2.3.4. Dördüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....                            | 18   |
| 2.3.5. Beşinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....                             | 18   |
| 2.4. Endodontik Rehber Yol Oluşturma.....                                        | 18   |
| 2.5. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....                     | 20   |
| 2.5.1. ProTaper Next.....                                                        | 20   |
| 2.5.2. ProGlider.....                                                            | 20   |
| 2.6. Ni-Ti Eğe Sistemlerinin Kinematikleri ve Tarihçeleri.....                   | 21   |
| 2.6.1. Devamlı Rotasyon Hareketi.....                                            | 21   |
| 2.6.2. Resiprokasyon Hareketi.....                                               | 21   |
| 2.6.3. Adaptif Hareket .....                                                     | 23   |
| 2.8. Çalışmamızda Kullanılan Motorlar.....                                       | 24   |
| 2.8.1. Elements Motor .....                                                      | 24   |
| 2.8.2. E-Connect S .....                                                         | 25   |
| 2.8.3. Tri Auto ZX2 .....                                                        | 26   |
| 2.9. Dentin Dokusunun Yapısı ve Özellikleri .....                                | 30   |
| 2.9.1. Dentin Tübülü.....                                                        | 31   |
| 2.9.2. İntertübüler Dentin.....                                                  | 31   |
| 2.9.3. Peritübüler Dentin.....                                                   | 32   |
| 2.9.4. Dentin Sıvısı .....                                                       | 32   |
| 2.10. Kök Dentininde Çatlak Oluşumu ve İlerlemesi .....                          | 32   |
| 2.10.1. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Çatlak ve Kırık Oluşumu.....         | 33   |
| 2.11. Çatlak Görüntüleme Yöntemleri .....                                        | 35   |
| 2.11.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....                                  | 35   |
| 2.11.2. Mikro-CT .....                                                           | 35   |
| 2.11.3. Transmisyon Elektron Mikroskobu (TEM).....                               | 36   |
| 2.11.4. Transillüminasyon .....                                                  | 37   |
| 2.11.5. Stereomikroskop .....                                                    | 37   |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM .....                                                         | 38   |

|                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.1. Dişlerin Seçimi.....                                                                             | 38 |
| 3.2. Dişlerin Hazırlanması ve Çalışma Boyunun Belirlenmesi.....                                       | 39 |
| 3.3. Deney Düzenekinin Hazırlanması.....                                                              | 40 |
| 3.4. Deney Grupları.....                                                                              | 41 |
| 3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi.....                                                          | 42 |
| 3.6. Örneklerden Kesit Alınması.....                                                                  | 46 |
| 3.7. Örneklerin İncelenmesi .....                                                                     | 47 |
| 3.8. İstatistiksel analizler.....                                                                     | 49 |
| 4. BULGULAR.....                                                                                      | 50 |
| 4.1. Kesit Seviyesine Göre Bulgular.....                                                              | 51 |
| 4.1.1. Apikal Üçlü (3 mm) Seviyesindeki Bulgular .....                                                | 51 |
| 4.1.2. Orta Üçlü (6 mm) Seviyesindeki Bulgular .....                                                  | 52 |
| 4.1.3. Koronal Üçlü (9 mm) Seviyesindeki Bulgular .....                                               | 54 |
| 4.2. Kesit Seviyeleri Dikkate Alınmadan Tüm Grupların Dentin Çatlağı Açısından Değerlendirilmesi..... | 55 |
| 4.3. Gruplar Dikkate Alınmadan Tüm Kesit Seviyelerinin Değerlendirilmesi.....                         | 57 |
| 4.4. Örneklerden Elde Edilen Stereomikroskop Görüntüleri .....                                        | 58 |
| 5. TARTIŞMA .....                                                                                     | 61 |
| 6. SONUÇLAR .....                                                                                     | 77 |
| KAYNAKLAR .....                                                                                       | 78 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|              |                                                  |
|--------------|--------------------------------------------------|
| <b>%</b>     | Yüzde                                            |
| <b>&lt;</b>  | ‘den küçüktür                                    |
| <b>&gt;</b>  | ‘den büyüktür                                    |
| <b>°</b>     | Derece                                           |
| <b>°C</b>    | Santigrat derece                                 |
| <b>µm</b>    | Mikrometre                                       |
| <b>AR</b>    | Alternatif Resiprokasyon                         |
| <b>ark.</b>  | Arkadaşları                                      |
| <b>ATC</b>   | Adaptif Tork Kontrol                             |
| <b>CBCT</b>  | Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi              |
| <b>CCW</b>   | Saat yönünün tersi                               |
| <b>CR</b>    | Devamlı Rotasyon                                 |
| <b>CW</b>    | Saat yönü                                        |
| <b>dk.</b>   | Dakika                                           |
| <b>EDTA</b>  | Etilendiamin tetraasetikasit                     |
| <b>GG</b>    | Gates Glidden                                    |
| <b>ISO</b>   | International Organization for Standardization   |
| <b>IAF</b>   | Başlangıç apikal eğe                             |
| <b>kvp</b>   | Kilovolt potansiyeli                             |
| <b>MAF</b>   | Ana pikal eğe                                    |
| <b>ml</b>    | Mililitre                                        |
| <b>mm</b>    | Milimetre                                        |
| <b>n</b>     | Sayı                                             |
| <b>NaOCl</b> | Sodyum hipoklorit                                |
| <b>Ni-Ti</b> | Nikel Titanyum                                   |
| <b>OGP</b>   | Optimum Glide Path                               |
| <b>OTR</b>   | Optimum Tork Reverse                             |
| <b>p</b>     | Olasılık                                         |
| <b>rpm</b>   | Revolutions Per Minute (dakikadaki devir sayısı) |
| <b>RR</b>    | Rotasyonel Resiprokasyon                         |
| <b>s</b>     | Sayfa                                            |

|             |                                             |
|-------------|---------------------------------------------|
| <b>SEM</b>  | Taramalı Elektron Mikroskobu                |
| <b>sn.</b>  | Saniye                                      |
| <b>SPSS</b> | Statistical Package for the Social Sciences |
| <b>TEM</b>  | Transmisyon Elektron Mikroskobu             |
| <b>TFA</b>  | Twisted File Adaptif                        |
| <b>μCT</b>  | Mikro Bilgisayarlı Tomografi                |



## ŞEKİLLER DİZİNİ

|             |                                                                                                               |    |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.1.  | Elements motor. ....                                                                                          | 24 |
| Şekil 2.2.  | E-Connect S.....                                                                                              | 26 |
| Şekil 2.3.  | TriAuto ZX2.....                                                                                              | 27 |
| Şekil 2.4.  | Kinematikler için yeni sınıf şeması (91). ....                                                                | 30 |
| Şekil 3.1.  | Diş köklerinden bukko-lingual yönde alınan radyografi örnekleri. ....                                         | 39 |
| Şekil 3.2.  | CBCT cihazı ve elde edilen görüntülerin Vertucci tip 4 yönünden değerlendirilmesi. ....                       | 39 |
| Şekil 3.3.  | Distal kökleri ve kronları uzaklaştırılan örnekler.....                                                       | 40 |
| Şekil 3.4.  | Örneklerin çift kat alüminyum folyo ile kaplanmış görüntüleri. ....                                           | 40 |
| Şekil 3.5.  | Periodontal ligament ve çevre kemik dokunun in-vitro olarak taklidi amacıyla oluşturulan deney düzeneği. .... | 41 |
| Şekil 3.6.  | Devamlı rotasyon hareketinin kullanım ayarları. ....                                                          | 42 |
| Şekil 3.7.  | Resiprokal rotasyon hareketinin kullanım ayarları. ....                                                       | 43 |
| Şekil 3.8.  | Adaptif hareketin kullanım ayarları. ....                                                                     | 43 |
| Şekil 3.9.  | OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.....                                                                   | 44 |
| Şekil 3.10. | OTR 240° hareketinin kullanım ayarları.....                                                                   | 44 |
| Şekil 3.11. | OGP 240° + OTR 240° hareketinin kullanım ayarları.....                                                        | 45 |
| Şekil 3.12. | OGP 90° + OTR 240° hareketinin kullanım ayarları.....                                                         | 45 |
| Şekil 3.13. | OGP 240° + OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.....                                                        | 45 |
| Şekil 3.14. | OGP 90° + OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.....                                                         | 46 |
| Şekil 3.15. | Örneklerden horizontal kesitler almak için kullanılan isomet cihazı. ....                                     | 47 |
| Şekil 3.16. | Örneklerden horizontal kesit alma işlemi ve 3, 6 ve 9 mm'den kesit alınan örnekler.....                       | 47 |
| Şekil 3.17. | Örnekleri incelemek için kullanılan stereomikroskop. ....                                                     | 48 |
| Şekil 4.1.  | Kontrol grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                                    | 58 |
| Şekil 4.2.  | Devamlı rotasyon grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                           | 58 |
| Şekil 4.3.  | Resiprokal rotasyon grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri. ....                                       | 58 |
| Şekil 4.4.  | Adaptif hareket grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri. ....                                           | 58 |
| Şekil 4.5.  | OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                                   | 59 |
| Şekil 4.6.  | OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                                   | 59 |
| Şekil 4.7.  | OGP 240° + OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri. ....                                       | 59 |
| Şekil 4.8.  | OGP 90° + OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                         | 59 |
| Şekil 4.9.  | OGP 240° + OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri. ....                                       | 60 |
| Şekil 4.10. | OGP 90° + OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.....                                         | 60 |

## TABLOLAR DİZİNİ

|                    |                                                                                                                                                                                                     |    |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 4.1.</b>  | Çatlak var/Çatlak yok açısından değerlendirmede iki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek amacıyla yapılan Cohen-Kappa test sonuçları.....                        | 50 |
| <b>Tablo 4.2.</b>  | Çatlak yok/Tamamlanmış çatlak/Diğer Defektler açısından değerlendirmede iki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek amacıyla yapılan Cohen-Kappa test sonuçları.... | 50 |
| <b>Tablo 4.3.</b>  | Apikal üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı. ....                                                                        | 51 |
| <b>Tablo 4.4.</b>  | Apikal üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı. ....                                                                     | 51 |
| <b>Tablo 4.5.</b>  | Orta üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı. ....                                                                          | 52 |
| <b>Tablo 4.6.</b>  | Orta üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı.....                                                                        | 53 |
| <b>Tablo 4.7.</b>  | Koronal üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı. ....                                                                       | 54 |
| <b>Tablo 4.8.</b>  | Koronal üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı. ....                                                                    | 54 |
| <b>Tablo 4.9.</b>  | Kesit seviyeleri dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen kesit sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı.....                                                            | 55 |
| <b>Tablo 4.10.</b> | Kesit seviyeleri dikkate alınmadan tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen kesit sayı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı ..                                                           | 56 |
| <b>Tablo 4.11.</b> | Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerine göre dağılımı. ....                                                            | 57 |
| <b>Tablo 4.12.</b> | Gruplar dikkate alınmadan tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin kesit seviyelerine göre dağılımı..                                                             | 57 |

## 1. GİRİŞ

Endodonti; pulpa ve periapikal dokuların morfolojisi, fizyolojisi ve patolojisi, bu dokularla ilgili hastalıkların, yaralanmaların önlenmesi ve tedavisi ile ilgilenen bir diş hekimliği alanıdır. Kök kanal tedavisinin temel hedefleri hastalıklı dokunun çıkarılması, mikroorganizmaların ortadan kaldırılması ve tedaviden sonra yeniden kontaminasyonun önlenmesi esaslarına dayanır.

Kök kanal tedavisi, kron ve kök pulpasının çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, kanalın dezenfeksiyonu ve koronal giriş kavitesinden apikalde dentin-sement birleşimine kadar üç boyutlu sızdırmaz bir şekilde doldurulması aşamalarından oluşmaktadır (1, 2).

Mekanik preparasyon, kanal tedavisinde kendinden sonra gelecek tüm basamakların başarısını ve dişin prognozunu etkileyebilen en önemli aşamalardan biridir (3). Şekillendirmenin amacı, kanal içeriğinin mekanik olarak boşaltılması, irrigasyon için yeterli boşluk yaratılması ve kanal boşluğunun dolum için uygun şekle getirilmesini kapsar. Şekillendirmenin temel ilkesi, kanal girişinden apekse kadar sürekli konik formu korumak ve geliştirmektir.

Kök kanal şekillendirme işlemleri sırasında, perforasyon, basamak oluşumu, transportasyon, alet kırığı, dentinde çatlak ve vertikal kök kırığı gibi tedavisi zor ya da dişin çekilmesi ile sonuçlanabilecek komplikasyonlarla karşı karşıya kalınabilir (4-7).

Kök dentininde çeşitli sebeplerle meydana gelebilecek çatlaklar tanı ve tedavisi zor olan klinik problemlerden bir tanesidir ve dişin prognozunu kötü etkileyen ya da dişin kaybına sebep olan en yaygın nedenler arasında yer almaktadır (8). Kök kanallarının hazırlanması esnasında oluşan dentin çatlakları birçok faktöre bağlı olabilir (9).

Preparasyon esnasında kullanılan yıkama ajanlarının yüksek konsantrasyonda olması, kök kanal dolum teknikleri arasında sıklıkla tercih edilen lateral kondansasyon tekniği esnasında spreaderın fazla kuvvetle kanalda kullanımı veya kanal yenileme işlemleri dentinde zayıflamaya ve çatlak oluşmasına neden olabilir (10).

Son dönemlerde farklı özellikte birçok Nikel-Titanyum (Ni-Ti) esaslı döner ege sistemi üretilmiş olup, bu sistemler klinisyenler tarafından zaman tasarrufu, kullanım güvenliği ve kesme etkinliği gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (11, 12).

Buna rağmen kök kanal tedavisi görmüş dişlerde kökte kırık veya çatlak oluşma oranının artmasının sebebi olarak Ni-Ti döner ege sistemleri de gösterilmektedir. Kim ve ark. (13) Ni-Ti döner ege kullanımı ve kök kırığı oluşumu arasında potansiyel bir ilişki bulmuşlar; ege tasarımının apikal stresi ve gerinim konsantrasyonunu etkilediğini öne sürmüşlerdir. Kanal preparasyonunda kullanılan döner ege sistemleri, kök kanallarına genellikle rotasyonel kuvvet uygular. Bu durum dentinde çatlak veya kök fraktürü oluşmasına neden olabilmektedir. Kök kanalı preparasyonu sonrası dentin çatlaklarının görülme sıklığı; preparasyon tekniğine, egeğin tasarımına, konikliğine, uzunluğuna, uç konfigürasyonuna ve farklı kinematik kullanımına bağlı olarak değişebilir (14). Ni-Ti döner egeleleri yaygın olarak iki farklı kinematikle kullanılır. Bunlardan ilki sürekli rotasyon iken diğeri resiprokasyon hareketidir. Rotasyon hareketinde preparasyon esnasında meydana gelen torsiyon ve esnemeler alet kırığına ya da kökte defekt oluşumuna neden olabilir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, alet kırığı ve kök kanal defekt riskini azaltmak için sürekli rotasyona alternatif olarak resiprokasyon hareketi yapan döner ege sistemleri önerilmektedir (15). Resiprokasyon hareketi, saat yönünün tersine dönüş açısı aletin elastik sınırından daha küçük olacak şekilde tasarlandığı için torsiyonel stresin neden olduğu alet kırılma riskini en aza indirmeyi amaçlamaktadır (16).

Ayrıca özel bir endodontik motorla uygulanabilen ve hibrit bir teknik olan adaptif hareket kullanıma sunulmuştur (16). Bu hareket resiprokal hareketin avantajlarını arttırırken, dezavantajlarını azaltmak üzere geliştirilmiştir. Adaptif harekette kanal egesinin üzerindeki stresin artması sonucu resiprokal harekete geçmesi ile kanal içerisinde egeğin kırılma riski azalırken, egeğin kesme etkinliğinin değişmemesi amaçlanmıştır (17).

Döner egelelerdeki artan dayanıklılık sistemler içerisindeki ege sayısını azaltırken, yeterli şekillendirme sağlanabilmesi için aletlerin konikliğini arttırmıştır (18, 19). Bu durum özellikle dar ve eğimli kök kanallarında endodontik rehber yol oluşturma ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Endodontik rehber yol, kök kanal ağzından fizyolojik apikal daralıma uzanan düz yuvarlak bir tünel olarak tanımlanır (20). Rehber yol oluşturma, alet kırığı riskini azaltarak, aletlerin kullanım ömürlerinin artmasına ve aynı zamanda kök kanalının orjinal anatomik şekline bağlı kalmasına katkı sağlar.

Çalışmamızda farklı kinematiklerle rehber yol oluşturulması ve kök kanal preparasyonunun alt çene birinci büyük azı dişlerinin mezial kök kanallarında dentin çatlağı oluşması üzerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.



## 2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinin, insan diş pulpası ve periradiküler dokularının morfolojisi, fizyolojisi ve patolojisi ile ilgilenen alanı endodonti olarak tanımlanmaktadır. Endodonti teorik ve pratik olarak; pulpa biyolojisi ile pulpa ve periradiküler dokuları ilgilendiren hastalık ve yaralanmaların teşhis, tedavi ve etiyolojisini ayrıntılı olarak kapsar. Kök kanal tedavisi; anestezi altında kron ve kök pulpasının çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve koronal giriş kavitesinden apikalde dentin-sement birleşimine kadar üç boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması olarak tanımlanır (2).

### 2.1. Kök Kanal Tedavisinde Şekillendirme ve Şekillendirme Yöntemleri

Kök kanal tedavisindeki kendinden sonra gelecek tüm basamakların başarısını etkileyebilen mekanik preparasyon; kök kanalının mekanik olarak boşaltılması, irrigasyon için yeterli boşluğun oluşturulması ve şekillendirme işlemiyle kök kanal boşluğunun ideal dolum için uygun forma getirilmesini sağlar (2, 3).

Kök kanallarının doğru bir biçimde şekillendirilmesi, tedavinin başarısında en önemli basamaklardan birisidir ve yalnızca mekanik bir işlem olarak düşünülmeyip aynı zamanda kanal içerisindeki nekrotik ve enfekte pulpa dokusu, bakteriler ve endotoksinleri ile immünolojik faktörler gibi biyolojik etmenleri de kapsamından dolayı biyomekanik şekillendirme adıyla da bilinmektedir (2).

Kök kanal hazırlığının ana hedefleri,

- Periradiküler hastalığın önlenmesi ve/veya hastalığın halihazırda var olduğu durumlarda iyileşmenin teşvik edilmesi.
- Ana kök kanal/kanallarından vital ve nekrotik dokunun çıkarılması.
- Irrigasyon işlemleri ve medikament için yeterli alan yaratılması.
- Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve yerinin korunması.
- Kanal sistemine ve kök yapısına iyatrojenik hasarın önlenmesi.
- Kanal dolumunun kolaylaştırılması.
- Periradiküler dokuların daha fazla irritasyon ve/veya enfeksiyonunun önüne geçilmesi.
- Dişin uzun süreli kullanımına izin vermek için sağlam kök dentin dokusunun korunmasıdır (21).

Şekillendirme işlemi kök kanal tedavisinin yapı taşı olarak görülse de tek başına yeterli dezenfeksiyon sağlayamamaktadır. Yapılan çalışmalarda kanal aletlerinin kök kanalının şekillendirilmesi sırasında dentin duvarlarının yaklaşık %35'ine (%43-49) hiç temas etmediği görülmüştür (22, 23). Bu bilgiler ışığında ve kök kanalındaki aksesuar ve yan kanallar, isthmus ve deltalar gibi anatomik varyasyonlar da göz önünde bulundurularak yeterli ve etkili temizlik sağlayabilmek amacıyla irrigasyon solüsyonlarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Kök kanalının kemomekanik hazırlanması hem mekanik enstrümantasyon hem de antibakteriyel irrigasyonu içerir (24). Bakteriden arındırılmış bir kök kanalı elde etmek için çeşitli el eğeleri ve döner aletler ile mekanik temizlik ve şekillendirme esnasında antimikrobiyal özelliğe sahip yıkama solüsyonları kullanılarak kimyasal temizlik yapılmaktadır. Ancak bu şekilde kök kanallarından enfekte dentin dokusu, pulpa dokusu, nekrotik doku ve mikroorganizmalar uzaklaştırılabilmektedir.

Uygun şekilde hazırlanmış kök kanalları aynı zamanda dolgu materyalinin sızdırmaz bir şekilde yerleşimi için kolaylık sağlar. Özellikle apikal bölgedeki şekillendirmede apikal daralım korunarak çalışılmalıdır. Bu bölgede, apikal daralım bozulmadan irrigasyon solüsyonları ve medikamentlerin periapikal bölgeye taşmayacağı, kök kanalı dolgu materyalinin üç boyutlu olarak yerleştirilebileceği boyutlarda şekillendirme yapılmalıdır (25).

Uygun olarak şekillendirilmiş kök kanalı şu özelliklere sahip olmalıdır;

1. Kök kanalının orijinal şekli korunmalı ve foramen apikalenin yeri değiştirilmemelidir.
2. Kanal dolgu maddelerinin kolaylıkla yerleştirilebileceği bir formda olmalıdır.
3. Kök kanal kompleksinde artık doku bırakılmamalıdır.
4. Şekillendirme sonrası kök kanalının en dar yeri dentin-sement birleşimine yakın olan apikal daralım bölgesinde olmalıdır.
5. Kanal preparasyonu geride kalan diş yapılarının dayanıklılığını ve işlevsel bütünlüğünü devam ettirmesini sağlayabilecek bir genişlik göstermelidir.
6. Kök kanalı apikal daralım bölgesine doğru gittikçe daralan, ters konik şekilde olmalıdır. Rezistans formunun sağlanabilmesi için apikalde daralım korunmalıdır.

7. Apikal şekillendirme, apikal daralımı genişletmeden, koronale doğru açılan, irrigan ve ilaçların taşırılmayacağı, kök kanal dolgusunun üç boyutlu olarak yerleştirilebileceği boyutlarda olmalıdır.
8. Kök kanallarında alet kırılmamalı, perforasyon ve basamak oluşturulmamalıdır.
9. Özellikle lateral kondansasyonun uygulanacağı durumlarda apikal üçlüde oluşturulması gereken retansiyon formunu (Apikal boyun bölümü) elde etmek amacıyla apikal üçlüde duvarlar 1-2 mm'den fazla 3-4 mm'den az olacak şekilde paralel olarak hazırlanmalıdır.
10. Retansiyon formundan giriş kavitesi preparasyonuna kadar bir açılma bulunmalıdır (Flaring). Flaring şekli yeterli boşaltma, etkin irrigasyon ve üç boyutlu bir kök kanal dolumu için zorunludur (2).

Kök kanalını şekillendirme yöntemleri uygulamadaki farklılıklarından dolayı apikalden koronale doğru uygulanan ve koronalden apikale doğru uygulanan şekillendirme yöntemleri olmak üzere iki grup altında toplanmaktadır (2) .

### **2.1.1. Apikalden Koronale Doğru Uygulanan Şekillendirme Yöntemleri**

#### **a. Standardize Preparasyon Tekniği**

Ingle tarafından tanımlanan kök kanal şekillendirme yöntemlerinin ilk geliştirileni ve “Geleneksel yöntem” veya “Apikal stop preparasyonu” olarak da bilinen bu yöntem bugün birçok klinisyen tarafından kullanılmaktadır (26). Kök kanal boşluğunun küçükten büyüğe doğru artan çaplardaki eğelerle önceden belirlenmiş çalışma uzunluğunda, şekillendirme sırasında konik form meydana getirmeksizin gerçekleştirilen, kök kanal duvarlarının paralel olarak şekillendirilmesini öngören yöntemdir. Kök kanalı içinde oluşan paralel geometri sebebiyle kullanılan eğeler üzerindeki basınç fazla olduğu ve konik yapı oluşturulmadığı için irrigasyon solüsyonlarının kanal duvarına etkin bir şekilde temasını imkânsız hale getirir (25). Bu yöntemde hangi tip eğelerin kullanılması gerektiği belirtilmemiştir ve şekillendirmenin kaç numaralı eğe ile bitirilmesi gerektiği belli değildir. Eğimli kanallarda kullanımı işlemsel hatalara yol açabilmektedir (26).

### **b. Step-Back Tekniği**

Clem tarafından ilk kez 1969 yılında bulunan bu yöntem, 1970 yılında Weine tarafından geliştirilmiş ve 1979’da Mullaney tarafından modifiye edilmiştir (27). Günümüzde en sık kullanılan, kök kanalına apikalden koronale genişleyerek konik form vermeyi ve fizyolojik apikal foramenin doğal yapısının korunmasını esas alan bir preparasyon yöntemidir. Şekillendirme işlemine apikal daralıma kadar sıkışarak giren en ince kök kanal aleti ile başlanır. Bu eğeye başlangıç kanal eğesi (IAF: Initial Apical File) adı verilir. Başlangıç eğesiyle kanalda apikal daralım hissedilene kadar ilerlenir. Kanal, IAF’dan sonra en az üç numara büyük alete kadar çalışma boyunca genişletilir ve bu üçüncü kök kanal aletine, ana apikal eğe (MAF: Master Apical File) denir. Bu aşamada eğe en fazla 45 derece döndürülerek çevresel eğeleme yapılmalıdır. Bu işlem sayesinde apikal bölgenin dentin talaşlarıyla tıkanmasının, zip veya dirsek oluşumunun önüne geçilir. Kanallar her eğe değişiminde mutlaka uygun irrigasyon solüsyonuyla yıkanmalıdır (28). MAF’ı takiben kullanılan ilk eğe çalışma uzunluğundan, diğer eğeler ise kendinden önceki eğeden 1 mm kısa olacak şekilde koronale doğru şekillendirmede yapılarak kullanılır. Koronal şekillendirme sırasında açığa çıkan debrisin apikal bölgeyi tıkamasını ve basamak oluşumunu önlemek için MAF’tan sonra kullanılan her eğeden sonra, ana eğe kullanılarak çalışma boyuna tekrar ulaşıp, çalışma boyu kaybının önüne geçilmelidir. Bu işleme “rekapitülasyon” adı verilir (2).

Step-Back tekniğinin avantajları:

- 1- Basamak ve perforasyon oluşumu riski azalır.
- 2- Düzensiz kök kanal morfolojisi gösteren kanallarda düzgün bir genişletme elde edilir.
- 3- Kök kanalının temizleme ve şekillendirme işlemi başarılı bir şekilde gerçekleştirilir.
- 4- Konvansiyonel yönteme göre apikal genişletmede daha az ve daha kontrollü dentin kaldırılarak kök uçlarının gereksiz zayıflatılması engellenmiş olur.
- 5- Hasta başında geçirilen süre kısalmır.
- 6- Kanala konik bir form verildiğinden gutta-perka ile doldurulan kanallarda hermetik tıkama sağlanır.
- 7- Irrigasyon solüsyonlarının kanalda daha etkili kullanımına olanak sağlar (2, 29).

### c. **Balanced-Force (Roane) Tekniği**

1985 yılında Roane ve ark (30) tarafından geliştirilen bu teknik kök kanalındaki her yüzeyden dengeli olarak genişletme yapılmasını amaçlar. Aşırı eğimli kanallarda ideal ve etkili bir şekillendirme yapmaya olanak sağlar. Bu teknikte, kurvatüre sahip kanallarda ortaya çıkan olası komplikasyonlar azaltılıp daha büyük kanal aletlerinin kullanılabilmesi için saat yönünde ve saat yönünün tersinde küçük hareketlerle şekillendirme yapılır. Kanalda sıkışan ilk kanal eğesi saat kurma hareketi ve hafif baskı ile kök kanalına uygulanır. Eğe hafif bir apikal baskı ile kök kanal duvarları arasında sıkışınca kadar ilerletilir ve 60°-90° saat yönünde (CW) döndürülür. Dentini prepare edebilmek için kanal eğesi saat yönünün tersine (CCW) 120°-180° açıyla apikal yönde ilerletilir. İşleme çalışma boyunda ideal derinliğe ulaşıncaya kadar devam edilir ve eğesinin saat yönünde çevrilerek çıkartılmasıyla debris kök kanalından dışarı alınır. Apikal üçlüde şekillendirme yapıldıktan sonra orta ve koronal üçlünün şekillendirilmesinde gerekli görülürse Gates-glidden frezleri de kullanılabilir. Ancak kök kanal kurvatürünün fazla olduğu durumlarda Gates-Glidden frezlerinin kullanımı sınırlı tutulmalıdır (31).

Bu yöntemle eğri kök kanallarında iyi bir preparasyon yapılabilmesine rağmen yapılan preparasyonlar çok geniş olmakta ve kullanılan kanal eğelerinde kırılmalara neden olmaktadır (31, 32). Ayrıca, preparasyon sırasında kullanılan aletlere fazla basınç uygulanması durumunda alet kırığı, strip perforasyon ve kök kırığı gibi komplikasyonların oluşma riski de artmaktadır (30). Bu yöntemin sorunsuz uygulanması düşüncesiyle Flex-R kanal eğesi de geliştirilmiştir.

### d. **İlerleyen Şekilde Genişletme Tekniği (Progressive Enlargement)**

Uygulama step-back yöntemine benzemekte ve üç ana işlem basamağından oluşmaktadır.

1. Apikal preparasyon
2. İlerleyen (progressive) eğeleme
3. Kanalin koronal 2/3 bölgesinin şekillendirilmesi.

Çalışma boyundan 3/4 oranında eksik uzunlukta K-tipi kanal eğeleriyle MAF'a kadar şekillendirme işlemi yapılır. Kök kanal dentininde basamak oluşumunun önüne geçilmesi amacıyla 2 ve 3 numaralı Gates Glidden (GG) frezleriyle kanalin eğim bölgesine kadar girilerek kanal duvarları şekillendirilir. Bu işlemten sonra MAF'tan

dört numara büyük kanal eğesine kadar her bir büyük numaralı kanal eğesiyle bir önceki eğenin çalışma uzunluğundan 0,5 mm kısa olarak şekillendirme yapılır. Son olarak koronal 2/3'teki kanal duvarları, en son kullanılan kanal eğesi ile aynı büyüklükteki Hedström (H-tipi) kanal eğesi ile şekillendirilerek preparasyon tamamlanır (2).

### **2.1.2. Korondan Apikale Doğru Uygulanan Şekillendirme Yöntemleri**

#### **a. Step-Down Tekniğı**

Goering ve ark. (1982) tarafından geliştirilen bu teknikte, kök kanal şekillendirmesiyle oluşan debrisin apikale taşma riskini en aza indirmek ve apikal preparasyonu kolaylaştırmak amaçlanmaktadır (33). Üç aşamalı bir genişletme işlemi uygulanır; koronal bölümün şekillendirilmesi, radiküler hazırlık ve apikal bölümün şekillendirilmesi (2). Öncelikli olarak apikal bölgeye daha rahat bir ulaşım sağlamak amacıyla uygun bir koronal giriş hazırlanır. İşlemlere korondan başlanması enfekte dokular ve mikroorganizmaların periapikal dokulara taşmasını engeller, kullanılan kanal eğelerinin apikalde daha rahat hareket etmesine ve irriganların etkinliğinin artmasına olanak tanır. Kanalin koronal 2/3'lük bölümü 15-25 numaralı H-tipi kanal eğeleriyle şekillendirilir. Eğeler hafif basınçla kanala yerleştirilir ve furkasyon bölgesine karşıt yöndeki kanal duvarına doğru yönlendirilerek preparasyon yapılır. Preparasyon sonrası 2 numaralı Gates-Glidden frezle başlanarak kanalın boyutuna göre 4 numaralı freze kadar koronal genişletme yapılır ve apikal bölgeye düz bir giriş elde edilir. Kanalin apikal bölümü step-back tekniğindeki gibi prepare edilip işlemler bitirilir. Bu teknik, crown-down basınçsız preparasyon yöntemi ve step-back tekniklerinin kombine olarak uygulandığı bir tekniktir.

McCann ve ark. (34) yaptıkları çalışmada bu tekniğe ait olası yetersizlikleri (dar ve eğimli kanallarda basamak oluşumu, apikal bölgede tıkanma, perforasyon) bildirmişlerdir. Goerig ve ark. (33) ise aletlerin dikkatli kullanımı ve sık yapılan rekapitülasyon işlemleriyle bu dezavantajların ortadan kaldırılabilir olduğunu göstermişlerdir.

#### **b. Crown-down Basınçsız Preparasyon Tekniğı**

Bu şekillendirme yönteminde kök kanalındaki enfekte dentin talaşlarının apikal bölgeye itilmesiyle oluşabilecek enfeksiyon riskini en aza indirebilmek

amacıyla korondan apikale doğru basınçsız olarak çalışılır. Koronal bölgenin genişletilmesiyle oluşturulan bu rezervuar bölge sayesinde irrigasyon solüsyonlarının etkinliği artırılır ve oluşan debrisin apikal bölgeye ulaşmadan temizlenmesi sağlanmış olur (35). Şekillendirme işlemi eğeler büyükten küçüğe doğru kullanılarak yapılır. Schäfer ve ark. (36) yaptıkları çalışmada crown-down tekniğiyle apikalden az miktarda debrisin dışarı taşıdığını bildirmişlerdir.

### **c. Double-Flared Tekniği (Fava)**

1983 yılında Fava tarafından geliştirilen bu yöntemde pulpa odasında irrigasyon yapıldıktan sonra küçük numaralı bir eğe radyografide belirlenen ortalama çalışma boyuna kadar ileri ve geri hareket yapılarak yerleştirilir. Bu işlemin yapılmasındaki amaç, irrigasyon solüsyonunun kanala kolayca girebilmesini ve etkinliğinin artmasını sağlamaktır. Kanal boyu apeks bulucularla ya da radyografiyle doğrulandıktan sonra irrigasyon yapılarak korondan apikale doğru koronal üçlüde sıkışacak büyük bir kanal eğesiyle preparasyona başlanır. Sırasıyla sonraki küçük numaralı eğeler çalışma derinlikleri 1'er mm artırılarak kanalın 1/3 apikal bölümüne kadar eğelemeye devam edilir. Çalışma boyuna ulaşıldıktan sonra step-back yöntemiyle apikal şekillendirme yapılarak preparasyon işlemi tamamlanır. Step-back tekniğine göre daha az konik form oluşturulur. Teknikte rekapitülasyon yapılması unutulmamalıdır.

Bu şekillendirme yöntemi daha çok düz kanallarda ya da eğri kanalların düz bölümlerinde uygulanmalıdır. Kalsifiye kanallarda, genç daimi dişlerde ve açık apeksli dişlerde bu yöntemin kullanımı kontrendikedir (37).

### **d. Canal Master Tekniği**

1989'da Wildey ve Senia tarafından yayınlanan bu tekniğin uygulanması amacıyla Canal master adı verilen ve kesici olmayan uç bölümü, kısa bir kesici baş bölümü, esnek bir gövde bölümünden oluşan özel aletler geliştirilmiştir. Elle ya da turla uygulanmak üzere iki şekilde üretilen bu aletler birlikte kullanılmaktadır. Aynı amaçla Flexogate aletinden de yararlanılabilir (2). Teknikte, düz kanallarda çalışma boyu tespit edildikten sonra kanal boyundan 3 mm eksik boyutta turla kullanılan 90 numaralı eğe kanalda engelle karşılaşılan kadar ilerletilir ve preparasyon aşamasına geçilir. Koronal genişletmeden sonra elle kullanılan eğelerle işleme devam edilir. Eğri

kanallarda uygulama benzer olmakla birlikte çalışma boyunun belirlenmesinden sonra 80 numaralı turla kullanılan aletle kanalda engelle karşılaşılan derinliğe doğru inilir ve işlemlere geçilir (38).

Bu teknikte düz ve eğimli kanallarda işlemsel farklılıklar vardır. Düz kanallarda büyük eğeden küçüğe doğru ve koronalden apikale doğru, eğri kanallarda ise küçükten büyüğe ve apikalden koronale doğru ilerlenir.

Araştırmacılar, özel aletlerin ve tekniğin eğri kanallarda aşırı şekillendirme ve transportasyon risklerini azaltacağını bildirmişlerdir (39, 40).

#### **e. Antikurvatür Eğeleme Tekniği**

1980 yılında Abou-Rass ve ark. (41) tarafından eğri kök kanallarında kanal duvarlarında daha az perforasyon riskiyle karşılaşılması amacıyla geliştirilen bir şekillendirme yöntemidir. Eğri kök kanallarında kök eğiminden dolayı kök kanal duvarıyla sement arasındaki dentinin kökün her bölgesinde aynı miktarda olmadığı fikrine bağlı kalınarak ince dentin bölgesinden uzaklaşıp, kalın dentin bölgesine doğru preparasyon yapılır.

Bu teknikte çevresel eğelemenin aksine, önceden eğim verilmiş kanal aletleriyle kanal eğiminin dış duvarından daha fazla eğeleme yapılır. Bu sayede eğimin iç duvarındaki strip perforasyon riski bulunan alan korunmuş olur (29).

### **2.2. Nikel-Titanyum Kök Kanal Aletlerinin Tarihçesi ve Yapısal Özellikleri**

İlk üretime geçen kök kanal aletleri karbon ve çelik alaşımlardan yapılmıştır (42). Bu alaşımların korozyon direnci düşük olduğu için kimyasal maddeler ve buhar sterilizasyonu aletlerde korozyon oluşmasına neden olmuştur. Alaşımın sahip olduğu dezavantajları elimine etmek için paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmış ve bu alaşımın kullanımının kanal aletlerinin ve yapılan kök kanal tedavisinin başarısını arttırdığı görülmüştür.(43) Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan ISO standartlarına uygun paslanmaz çelik eğelerin kesici bıçakları alet ucundan 16 mm devam etmekte ve her 1 mm'de alet çapı 0,02 mm artmaktadır. El eğeleri, kesici olan ya da olamayan uç yapısına sahip olabilir. Piyasada çok çeşitli el eğeleri bulunmasına rağmen en çok tercih edilenler K-tipi ve H-tipi eğelerdir. K-tipi eğeler rotasyonel ve düz ileri-geri hareketlerle kullanılırken, H-tipi eğeler sadece ileri-geri hareketlerle çalışır (44).

Paslanmaz çelik eğe kullanımının en büyük dezavantajı, yeteri kadar esnek olmamaları sebebiyle özellikle eğimli kök kanallarında iyatrojenik hatalara sebep olmalarıdır. Ayrıca 0,02 koniklik açısına sahip olmalarından dolayı koronal ve orta üçlüde yeteri kadar preparasyon kabiliyetleri yoktur. Bu sebeple kullanılan yıkama solüsyonlarının kök kanalı içinde etkinliğinin azalmasına ve kök kanal içeriğinin apikale doğru taşınmasına neden oldukları bildirilmiştir (44). Bu tür olumsuzluklar eğe tasarımında ve alaşımında farklı arayışlara yol açmış ve süperelastisite özelliklerinden dolayı Ni-Ti alaşımlar kanal aletlerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır.

Ni-Ti alaşımdan üretilen eğelerin kullanımı endodontide en önemli gelişmelerden biri olarak kabul edilmektedir. Ni-Ti alaşım 1960'lı yılların başlarında, Amerika Birleşik Devletleri'nin Maryland kentinde metalurji uzmanı William J. Buehler tarafından geliştirilmiştir. Bu yeni alaşıma Nikel ve Titanyum içeriğinden ve geliştirildiği laboratuvar olan Naval Ordinance Laboratory isimlerini temsilen 'NITINOL' adı verilmiştir (45). Ni-Ti alaşımların kök kanal eğesi yapımında kullanımını öneren Civjan ve ark. (46) iken ilk Ni-Ti kök kanal aleti Walia ve ark. (47) tarafından üretilmiş ve Ni-Ti kök kanal tedavisi için kullanıma sunulmuştur.

Ni-Ti alaşımlar tipik olarak %55-56 nikel ve %44-45 titanyum içermektedir. Alaşımda ortaya çıkan materyal, iki elementin 1:1 atomik orandaki (equiatomik) formudur (48). Bazı Ni-Ti metal alaşımlarda nikel az oranda (%2) kobalt içerebilir. Bunlar 55-Nitinol olarak adlandırılır.

Ni-Ti alaşımlar sıcaklığa ve mekanik gerilmelere bağlı olarak üç farklı mikro yapısal kristal faz (östenit, martensit ve R-faz) içermektedir. Östenit fazı, kompleks bir gövde merkezli kübik yapıya sahiptir. Bu fazda alaşım dirençli ve serttir. Bu faz daha yüksek sıcaklıklarda ve daha düşük streslerde görülür. Martensit fazı, monoklinik kristal bir yapıya sahiptir. Östenit fazın aksine düşük sıcaklıklarda ve yüksek streslerde görülür. Bu faz çeşitli metal kompozisyonları için yaklaşık -50 °C ile +166 °C arasındaki geçiş ısısının altındaki metalin bulunduğu fazdır. Ara faz (R fazı), östenit ve martensit fazları arasında ileri ve geri dönüşümlü olarak görülebilen bir fazdır. Romboidal bir yapıya sahiptir. Bu faz östenit ve martensit faza göre daha düşük elastikiyet modülüne sahiptir. Alaşım ara fazda daha yumuşaktır ve kolaylıkla deforme olabilir. Fazlar arasında hacimsel bir dönüşüm geçişi ve oryantasyon ilişkisi mevcuttur (48).

Ni-Ti alaşım yüksek sıcaklıkta östenit ve düşük sıcaklıkta martensit fazda bulunur. Isı ve stres uygulamalarıyla fazlar arasında geçiş meydana gelmektedir. Ni-Ti alaşım süperelastisite ve şekil hafızası özelliğini, fazlar arası geçişin neden olduğu atomik düzeydeki değişiklikler sonucunda kazanır. Ni-Ti eğeler için şekil hafızası; metalin ısı, fiziksel kuvvet, manyetik alan gibi etkenlerle şekil değiştirmesine rağmen etkenler ortadan kaldırıldığında alaşımın orijinal şekline tekrar dönmesidir (49). Sperelastisite ise metal alaşımlarının kalıcı deformasyon göstermeksizin uygulanan strese direnç gösterme yani orijinal şekline geri dönme yeteneği olarak tanımlanabilir. Ni-Ti alaşımın sperelastikiyet özelliği optimum 37 °C bir ısı limitinin üzerinde gerçekleşmektedir. Böylece Ni-Ti alaşımlı bir kanal aletinde oluşan herhangi bir deformasyon, alaşımın 125 °C'ye kadar ısıtılmasıyla geri dönüştürülebilmektedir (48). Ayrıca Ni-Ti kök kanal aletleri, düşük elastik modüle (35 KN/mm<sup>2</sup>) sahip olduklarından torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı yüksek direnç göstermektedir.

Ni-Ti alaşım sayesinde kök kanal tedavisinde kullanılmak üzere son derece esnek el eğelerinin yanı sıra düşük devirli motorlarla alışan Ni-Ti esaslı kök kanal eğeleri de kullanıma sunulmuştur (50).

Ni-Ti döner enstrümanlar kendilerine özgü tasarım özellikleri göstermektedir. Bu başlıca özellikler; uç dizaynı, koniklik (taper) dizaynı, yiv (flute), kesici kenar/bıçak, radyal alan, heliks açısı, eğiklik (rake) açısı, kesme açısı/etkili eğiklik açısı ve sarmal (pitch) yapısıdır.

**U Dizaynı:** Günümüzde Ni-Ti döner enstrümanlar kesici, kısmen kesici ve kesici olmayan üç tip uç dizaynına sahiptir. Enstrüman ucunun görevi kanal içerisinde enstrümana rehberlik etmektir. Enstrümanın uç dizaynının bilinmesi şekillendirme sırasında istenmeyen prosedürel hataların önlenmesi açısından oldukça önemlidir. Kesici uç yapısına sahip enstrümanın eğri kök kanalı içerisinde uzun süre kullanılmasıyla kök kanalının orijinal ekseninde transportasyon/perforasyon meydana gelebilir. Diğer yandan kesici olmayan uca sahip enstrüman, kanal içerisine doğru zorlanırsa alet kırığı oluşabilir (42).

**Koniklik (Taper) Dizaynı:** Eğenin ucuyla sap kısmı arasında bulunan ve kesici spirallerin bulunduğu gövde bölümüne çalışan kısım adı verilir. Eğenin ucundan sapına doğru çalışan kısım boyunca her milimetredeki çap artış miktarına koniklik

(taper) adı verilir. Eğenin bir noktasındaki kesitsel çapın belirlenebilmesi, hekimin eğim noktasındaki eğe boyutunu ve enstrüman üzerinde oluşabilecek stresi öngörmesine yardımcı olur (42).

Kök kanalını şekillendirmede eğenin konikliğine bağlı olarak iki seçenek bulunmaktadır. Bunlardan ilki, aynı koniklik ve farklı apikal uç çaplarına sahip eğelerle kök kanalını şekillendirmek; ikincisi ise değişken konikliğe sahip eğelerle kök kanalını şekillendirmektir. Değişken veya artan konikliğe sahip eğelerle şekillendirme yapılırken birbirini takip eden her eğe kanal duvarının sadece minimal bir yüzeyine temas eder. Böylece sürtünme direnci azalır ve eğenin çalışmasında daha az torka ihtiyaç duyulur (42).

**Yiv (Flute):** Eğenin çalışan kısmında bulunan oluktur. Yumuşak doku ve dentin talaşlarından oluşan debris bu yivlerde birikir ve yivler yardımıyla kanal dışına taşınır. Yivin etkinliği; derinliğine, genişliğine ve yüzey yapısına bağlı olarak değişiklik gösterir (42).

**Kesici Kenar/Bıçak:** Eğe dönerken oluğu takip eden en geniş çaplı yüzey, eğenin kesici kenarını ya da bıçak kısmını oluşturur. Kesici kenar eğenin dönmesiyle birlikte etkinleşir ve kanal duvarından debris çıkarır. Eğenin kesici kenar etkinliği, kanal duvarıyla yaptığı açıya ve eğenin keskinliğine bağlıdır (42).

**Radyal Alan:** Merkezi eksenden aksiyal olarak çıkıntı oluşturan ve yivler arasındaki kesici kenar boyunca devam eden yüzeydir. Radyal alan, kanal duvarlarına eğenin çevresinde temas eder ve eğenin kanal içerisindeki vidalanma etkisini, kanal transportasyonunu ve mikro çatlakların yayılması riskini azaltarak kesici kenarı destekler ve kesme derinliğini sınırlandırır. Eğeyi kanalın merkezinde tutan eğenin uç dizaynı ve radyal alandır. Radyal alan, eğenin sürtünme direncini ve dayanıklılığını etkileyen en önemli unsurlardandır. Sürtünme direncini azaltmak için kanal duvarlarına bakan radyal alan yüzeylerinin bir kısmı azaltılarak rölyef alanları oluşturulur. Ayrıca radyal alanı arttırmak eğenin kullanım ömrünü de arttırır (42, 51).

**Heliks Açısı:** Eğenin kesici kenarının eğenin uzun aksıyla yaptığı açıya verilen isimdir. Bu açı, yivlerde biriken debrisin kök kanalından uzaklaştırılma kapasitesini ve döner eğelerin etkinliğini belirleyen bir özelliktir. Heliks açısı sabit ise debris

eğenin koronal kısmında birikir ve eğe kök kanalı içinde vidalanır. Heliks açısı değişken ise debris daha etkili şekilde kanal içinden dışarıya taşınır ve eğenin vidalanma riski azalmış olur (51).

**Eğiklik (Rake) Açısı:** Eğeden yatay kesit alındığında, eğenin yarıçapıyla kesici kenarının yaptığı açıya verilen isimdir. Oluşan açı genişse eğiklik açısı pozitif ya da kesici (cutting), açı darsa eğiklik açısı negatif ya da kazıyıcı (scraping) olarak adlandırılır. Kesme açısı ya da etkili eğiklik açısı, eğe kesici kenara dik kesildiğinde kesici kenarla yarıçapın oluşturduğu açıdır ve eğenin kesme etkinliğinin daha belirleyici bir ölçütüdür. Eğiklik açısı ile kesme açısı terimleri birbirinin yerine kullanılsa da farklı açıları ifade etmektedir. Eğenin yivleri simetrik ise eğiklik açısı ve kesme açısı aynı olacaktır (42, 51)

**Sarmal (Pitch):** Aynı düzlem üzerinde kesici kenar üzerindeki bir noktayla bir sonraki kesici kenar üzerindeki nokta arasındaki uzaklık olarak açıklanabilir. Sarmal ne kadar küçük olursa eğe o kadar çok spirale sahip demektir. Birçok kök kanal eğesi, çalışan kısım boyunca değişen sarmal yapısına sahiptir ve uç kısmından sapına doğru eğe çapının artmasından dolayı yivlerin de orantılı olarak derinliği artacaktır (42).

Ni-Ti enstrümanların üretim aşamasında fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla elektroparlatma, iyon implantasyonu ve ısıl işlemler gibi bazı özel işlemler uygulanmaktadır. Elektroparlatma, frez izleri ve parlama gibi yüzey düzensizliklerini ortadan kaldıran bir işlemdir. Bu işlemde yüzeyden madde kaldıran birtakım elektrokimyasal işlemler uygulanır ve alaşımın yüzeyinde homojen bir oksit tabakası oluşturulur. Bu işlemle aletin yorulma direncinin artırılması amaçlanır (52). İyon implantasyonunda yüzeye ısıl nitridizasyon, bor ve azot implantasyonu uygulanır. Bu işlemdeki temel amaç nikel/titanyum oranını, yüzey sertliğini, esnekliğini, enstrümanın kesme kabiliyetini ve yorulma direncini artırmaktır (53). Isıl işlem uygulamasıyla Ni-Ti alaşımın faz dönüşüm özelliği kullanılarak enstrümanın fizikomekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amaçlanmıştır (54).

Ni-Ti esaslı kök kanal aletlerinin kesme etkinliklerinin paslanmaz çelik aletlere göre daha az olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Kesme etkinliğinin değerlendirilmesinde en önemli parametre metalin sertliğidir (55) ve Vickers sertlik skalasına göre Ni-Ti aletlerin sertliği 296-347 ünite iken paslanmaz çeliklerin sertliği

403-651 ünitelerdir (56). Bu durum paslanmaz çelik aletlerin, Ni-Ti esaslı aletlere göre yüzey sertliğinin fazla olduğunu gösterir. Kesme etkinlikleri açısından yapılan çalışmaların azlığından dolayı fikir birliğine varılamasa da gelişen teknolojiyle birlikte Ni-Ti aletlerin yüzey sertliğini dolayısıyla kesme kabiliyetlerini arttırmaya yönelik üretim aşamasında birçok teknik geliştirilmiştir (57).

Motorla kullanılan Ni-Ti eğelerin elle kullanılanlara göre daha ideal özelliklere sahip bir kanal preparasyonu hazırladığı ve preparasyon zamanını önemli ölçüde kısalttığı görülmüştür (58, 59). Günümüzde paslanmaz çelik eğeler 0,02'lik bir koniklikle apikalden koronale doğru genişleme gösterirken; 0,04, 0,06, 0,08, 0,1, 0,12 gibi farklı koniklikler gösteren Ni-Ti kanal eğelerinin üretimleri mevcuttur (55).

Geniş koniklikte Ni-Ti kanal eğelerinin kök kanal preparasyonunda kullanılması birçok avantaj sağlar. Bu eğelerle şekillendirilen kök kanallarının konikliği, irrigasyon solüsyonları için bir rezervuar görevi görerek irriganların kanalda etkinliğini artırır. Ayrıca geniş konikliğe sahip Ni-Ti eğelerle yapılan preparasyon sonrası dolum aşamasında gutta-perkanın kanal duvarlarına adaptasyonu artar böylece daha hermetik bir tıkama yapılması sağlanmış olur (60, 61). Geniş koniklikteki Ni-Ti eğelerle yapılan preparasyonun bir diğer avantajı ise konikliğin değişmesiyle kanal duvarlarının birim alanına etki eden kuvvet artırılarak kesme etkinliğinin maksimum seviyeye çıkarılmasıdır (55). Ni-Ti kök kanal eğeleri bilinen ve geliştirilen birçok olumlu özelliğine rağmen klinisyenleri endişeye düşürecek bazı dezavantajlara sahiptir ve bunların en başında aniden oluşan alet kırılmaları yer almaktadır. Genel olarak döner sistemlerle kullanılan eğeler torsiyonel ve fleksural (döngüsel) kırılma olmak üzere iki farklı mekanizmayla kırılır (62-64).

Torsiyonel kırılma, eğenin ucu kanal içerisinde sıkıştığı zaman sap kısmının dönmeye devam etmesi sonucu oluşur. Flexural kırılma ise periyodik yüklenmenin, metal yorgunluğuna yol açtığı zamanlarda görülür. Ni-Ti eğeler kırılmadan önce yüzlerce bükülme döngüsüne dayanabilir fakat endodontik uygulamalarda çok az döngüden sonra bile kırılma olasılıkları vardır. Eğelerin kanal içerisinde ani olarak kırılmasındaki en önemli faktör kanal eğiminin sebep olduğu sürekli döngüsel metal yorgunluğu olabileceği düşünülmektedir. Eğenin belirli bir bölgesinin tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmasıyla döngüsel yorgunluk oluşur. Kök kanalının eğimli bölgesinde meydana gelen bu gerilme-sıkışma döngüsü, zamanla

alette oluşan döngüsel yorgunluğu artırır ve sonuç olarak aletin kırılmasına neden olur (65).

### **2.3. Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Sınıflandırılması**

#### **2.3.1. Birinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

Birinci nesil Ni-Ti döner eğe sistemleri 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından tasarlanmıştır. Geliştirilen 0,02 koniklikte eğelerin kırılmasıyla ilgili problemler nedeniyle 0,04 koniklikteki ProFile sistemi piyasaya sürülmüştür. ProFile, LightSpeed, Quantec ve Grater Taper gibi eğeler birinci nesil kanal eğeleridir. Tüm birinci nesil eğelerin, aktif çalışan kısımlarının uzunluğu boyunca sabit koniklikleri ve pasif kesim yapan radyal alanları mevcuttur. Nötr veya hafif negatif rake açısına sahiptir. Bu sistemlerle preparasyonu tamamlamak için fazla sayıda kanal eğesine ihtiyaç duyulmaktadır (66).

#### **2.3.2. İkinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

Bu jenerasyondaki eğe sistemleri 1990'ların sonlarına doğru tanıtılmıştır. ProTaper Universal, K3, EndoSequance ve BioRace gibi kanal eğeleri ikinci nesil eğelerdir. Birinci nesil eğelerden farklı olarak aktif kesici kenarları bulunmakta ve kanal preparasyonu için daha az enstrüman gerektirmektedir. Birçok ikinci nesil Ni-Ti kök kanal eğesi daha iyi kesme etkinliği sağlayan pozitif rake açısıyla tasarlanmıştır. İkinci nesil kanal eğelerinin kesici bıçağı ile uzun eksen arasındaki açı birinci nesil eğelerin açısından daha küçüktür. Bu özellik sayesinde, kanalda vidalanma etkisi büyük ölçüde azalmaktadır (66).

#### **2.3.3. Üçüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri**

HyFlex CM, K3XF, ProFile GT X serisi, ProFile Vortex ve Vortex Blue, TYPHOON Infinite Flex ve Twisted File gibi eğeler üçüncü nesil eğelerdir. Teknolojideki ilerlemeler sayesinde Ni-Ti alaşımların mikro yapılarını iyileştirmek için birçok yeni termomekanik işleme ve üretim yeniliği geliştirilmiştir (67). Bir ısıtım işlemi olan M-wire teknolojisi de eğelerin fleksibilite ve fleksural yorgunluk direncini arttırmaktadır (68, 69).

### 2.3.4. Dördüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri

WaveOne, Reciproc, M4, Endo-Eze AET ve Endo-Express gibi eğeler dördüncü nesil eğelerdir. Bu jenerasyona kadar üretilen Ni-Ti döner eğe sistemleri devamlı rotasyon prensibiyle çalışmaktadır. Resiprokasyon hareketinin Ni-Ti döner sistemlerde kullanılmasıyla eğe sayısının azaldığı sistemlerin geliştirilmesinde artış görülmüş ve bu sayede tedavi süresi daha da kısalmıştır. WaveOne ve Reciproc sistemleriyle de tek eğeyle preparasyon teknikleri başlatılmıştır (66).

### 2.3.5. Beşinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri

Revo-S, OneShape ve ProTaper Next gibi eğeler beşinci nesil eğelerdir. Tasarımı ağırlık merkezi rotasyon merkezinin tam ortasında yer almayacak şekilde dizayn edilmiştir. Ağırlık merkezi ortada yer almadığı için rotasyon sırasında yaptığı salınım hareketi (snake-like), dentin ve eğe arasındaki teması azaltarak vidalama etkisini ve istenmeyen tork kuvvetlerini ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca bu özelliği sayesinde debris sıkışması ve kanalların tıkanma ihtimali de azalmaktadır (70).

## 2.4. Endodontik Rehber Yol Oluşturma

Endodontik rehber yol, kök kanal girişinden fizyolojik apekse uzanan düz yuvarlak ve pürüzsüz bir tünel olarak tanımlanmaktadır (20). Eğin kanal, kanal girişinden apikale kadar kesintisiz bir şekilde takip etmesi sağlandığında rehber yol başarıyla oluşturulmuş olur (71). Kök kanal şekillendirmesi öncesi rehber yol oluşturulması, Ni-Ti döner eğe sistemlerinin güvenli olarak kullanımında ilk adım kabul edilmektedir. Rehber yolla döner enstrümanlar kanalı pasif bir şekilde takip eder. Rehber yol apikal daralımı korumayı sağlar ve kendinden sonra gelecek basamakların başarı oranını arttırır (72). Kanal anatomisi içerisinde rehber yol kısa, uzun, düz ya da eğimli şekillerde olabilir.

Rehber yol oluşturulması basamak oluşumu, perforasyon veya kanal transportasyonu gibi prosedürel hataları azaltır. Ayrıca alet kırılmalarını ve aletlerin kanalda maruz kaldığı vidalanma etkisini ve torsiyonel stresi azaltarak kök kanal şekillendirmesinde kullanılan eğelerin ömrünü uzatır (21, 73, 74).

Rehber yol oluşturulmasında farklı birkaç teknik kullanılmaktadır. K-tipi eğeyle (73), resiprokal hareket yapan başlıklarla kullanılan K-tipi eğeyle (74),

endodontik motorla kullanılan Ni-Ti döner rehber yol eğeleriyle uygun rehber yol oluşturulabilir (75).

K-tipi eğeyle parmak hassasiyetinin daha iyi sağlanması, eğenin kırılma riskinin daha az olması, eğe deformasyonunun kolaylıkla fark edilebilmesi, daha ucuz olması ve özel bir başlığa ihtiyaç duyulmaması Ni-Ti eğelerle karşılaştırıldığında rehber yol oluşturmada avantaj sağlamaktadır (76).

K-tipi eğeyle rehber yol oluşturma birçok avantaja sahip olsa da klinisyenin el yorgunluğu, rehber yol oluşturulmasının zaman alması, büyük numaralı eğelerin kullanımının kanalda komplikasyon oluşturma riski, orijinal kanal anatomisinde değişiklik oluşturabilmesi gibi dezavantajlarının da göz ardı edilmemesi gereklidir (77).

Gelişen teknolojiyle rehber yol oluşturmak için birçok Ni-Ti döner rehber yol eğesi üretilmiştir. Ni-Ti döner rehber yol eğeleriyle rehber yol oluşturulmasının avantajları; hasta başında geçirilen zamanının kısılması, basamak, zip ve transportasyon gibi şekillendirme sırasında karşılaşılabilecek olası komplikasyonların azalması, orijinal kanal anatomisinin daha iyi korunabilmesi, el yorgunluğunun azalması, apikalden taşan debrisin azalması, postoperatif ağrı olasılığının daha az olması şeklinde özetlenebilir (78).

Rehber yol oluşturulması amacıyla el eğeleri, resiprokasyon yapan anglduruvalar ve Ni-Ti döner eğeler ayrı ayrı kullanılabileceği gibi 2011 yılında Van der Vyver rehber yol preparasyonu için kombinasyon yöntemini önermiştir. Bu yöntemde paslanmaz çelik K-tipi eğeler (6 numaralı eğeden 10 numaralı eğeye kadar) saat kurma hareketiyle apikale kadar ilerletilip daha sonra bu eğelerin resiprokasyon yapan anglduruvaya takılarak kanalda kullanımıyla ilk aşama rehber yol oluşturulur. Son olarak Ni-Ti döner eğeleriyle, oluşturulan rehber yol genişletilerek preparasyon tamamlanır (79).

Endodontik rehber yol oluşturan manuel sistemlere; K-tipi eğeler, C-Pilot eğeler, C+ eğeler, Pathfinder SS, Pathfinders CS, Senseus Profinders, Hi-5 file, K finders, S finders, D finders örnek olarak gösterilebilir.

Endodontik rehber yol oluşturan döner sistemlere ise PathFiles, G Files, Safesiders, V-Glide Path 2, Pre Shaper, EndoWave, ProGlider, OneG, X-Plorer Canal Navigation, Scout Race, HyFlex GPF örnek gösterilebilir.

## 2.5. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri

### 2.5.1. ProTaper Next

Daha fazla esnekliğe ve yorulma direncine sahip, kesme etkinliğini koruyan benzersiz yönlendirme hareketi olan ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) Ni-Ti döner eğe sistemi ısıtılma işlemi uygulanarak elde edilen M-Wire teknolojisiyle üretilmiştir. Tasarımda değişken konikliğe ve merkezden uzak (off-centered) dikdörtgen kesit özelliklerine sahiptir. Merkezden uzak dikdörtgen kesit özelliğiyle debrisin taşınması için boş alanlar yaratılmıştır. Bu kesit özelliği eğeye, kök kanalında çalışırken yılsı kıvrılma hareketi (swaggering) kazandırır. Kanal yolunda ilerlemenin optimizasyonu bu yılsı kıvrılma hareketiyle başarılı bir şekilde sağlanır (80). Merkezden uzak dikdörtgen tasarımı sayesinde, eğe ile dentin arasındaki temas azalarak, eğenin kanal içerisinde dentine saplanma riskini ve torsiyonel stresi en aza indirmesi beklenir (81).

ProTaper Next döner alet sistemi, X1, X2, X3, X4 ve X5 olmak üzere 5 adet, eğeden oluşmaktadır. Eğelerin uç çapları sırasıyla 0,17, 0,25, 0,30, 0,40 ve 0,50 mm'dir. Koniklikleri ise sırasıyla 0,04, 0,06, 0,07, 0,06 ve 0,06'dır (82). X1 ve X2 eğelerinin her ikisinde de kesici yüzey uzunluğu boyunca değişken koniklik vardır. X3, X4 ve X5 eğelerinin ilk 3 mm'lik bölümü (D0-D3) sabit konikliğe sahipken devam eden aktif kısmında azalan konikliğe sahiptir. 0,04 koniklikle başlayan X1 eğesi D1-D11 seviyeleri arasında artan konikliğe sahipken, D12-D16 arasında ise şekillendirme esnasında esnekliği arttırmak ve radiküler dentin yapısını korumak için azalan koniklik açısına sahiptir (83). ProTaper Next eğeleri, 300 rpm hızda ve 2-5,2 Ncm tork değeri arasında kullanılabilir. ProTaper Next sisteminde tüm eğeler kanalın uzunluğu, çapı ve eğimi dikkate alınmadan ISO sıralamasındaki renklere sadık kalınarak kullanılır (83).

### 2.5.2. ProGlider

ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), rehber yol preparasyonu sağlamak amacıyla üretilen tek eğeden oluşan döner eğe sistemidir. ProGlider kare şekilli yatay kesite sahiptir ve M-Wire alaşımından üretildiğinden döngüsel yorgunluk direnci ve esnekliği yüksektir (84). Diğer rehber yol eğelerinin aksine sabit koniklikte değil, uzunluğu boyunca 0,02'den 0,08'e değişen kademeli koniklik açısına sahiptir

(85). Kademeli değişen koniklik açısı şekillendirme işleminde kullanılacak eğeler için koronal ön genişletme sağlar. Üretici firma çoklu paslanmaz çelik eğelere göre rehber yol preparasyonu için gereken süreyi %40 azalttığını belirtmektedir. Eğe 21, 25, 31 mm gövde uzunluklarında bulunabilmektedir. Enstrüman 300 rpm hız ve 2 Ncm tork değerlerinde kullanılabilmektedir (86).

## **2.6. Ni-Ti Eğe Sistemlerinin Kinematikleri ve Tarihçeleri**

### **2.6.1. Devamlı Rotasyon Hareketi**

Eğenin kanal içerisinde 360° dönerek tam turu tamamladığı kinematiktir. İlk döner enstrüman Hülsmann ve ark. (21) araştırmalarına göre 1892 yılında Oltramare tarafından geliştirilen kare yatay kesitli ve dental anglduruvaya takılan ince iğnelerden yapılmıştır. Bu iğneler apikal foramene kadar pasif olarak kanal içerisinde ilerletilip 360° rotasyon hareketiyle kullanılmıştır. Daha sonra 1899 yılında William H. Rollins alet kırılmalarını önlemek için 100 rpm’de sınırladığı özel olarak tasarlanmış iğnelerle kök kanal preparasyonu için kullanılan ilk endodontik anglduruvayı geliştirmiştir (42).

1912’de Kerr firması pedalla ve ayak gücüyle çalışan karbon-çelikten yapılmış eğe sistemini (K-style rotary broaches) üretmişlerdir. 1925’li yıllarda üretilen endodontik motor olan Endocursor (W&H, Burmoos, Avusturya), konvansiyonel K-tipi ve reamerlarla kullanım sağlayan tam rotasyonla kombine vertikal hareket prensibiyle çalışmaktadır (21). Kök kanalı içerisinde tam tur dönme hareketiyle çalışan oldukça fazla sayıda sistem mevcuttur ve çoğunlukla crown-down basınçsız şekillendirme yöntemiyle kullanılmaları önerilmektedir. Bu sistemlerde giriş kavitesinden itibaren düz bir giriş yolu oluşturulduktan sonra kendisinden bir önce gelen eğe bir sonraki eğe için düzensiz dentin alanlarını uzaklaştırır ve düz bir giriş yolu sağlar (25). Son zamanlarda, yeni bir döner eğe hareket tipi olan asimetrik rotasyon tanıtılmıştır. Asimetrik rotasyonun endodontik motorla ilgisi yoktur. Merkez dışı enine kesitiyle eğenin tasarım özellikleri tarafından sağlanmaktadır (87).

### **2.6.2. Resiprokasyon Hareketi**

Resiprokasyon hareketle çalışan sistemler 360° tam tur dönüşlerini kanal içerisinde kademeli olarak tamamlar. Resiprokasyon hareketinde, enstrüman ilk olarak eğenin kesme açısı yönünde döndürülür, daha sonra dönme yönünün değişimiyle birlikte eğe tekrar serbest kalır (25, 88).

1928'de Avusturya şirketi olan W&H (Burmoos, Avusturya) tarafından geliştirilen anglduruvayla eğeye ilk kez resiprokasyon ve vertikal hareket yapma imkânı tanınmıştır. Sonrasında, 1958'de Racer piyasemeninin (W&H) ve 1964'te 90° resiprokasyon yapan Giromatic'in (MicroMega, Besancon, Fransa) pazarlanmasıyla endodontik piyasemenlerin Avrupa'da kullanımı yaygınlaşmıştır. Giromatic'in gelişiminden önce endodontik anglduruvalarla kullanılan ilk eğeler tirnerf benzeriyken daha sonra Giro-reamer ve Giro-file gibi eğeler bu piyasemenlerle kullanılmaya başlanmıştır (89).

Başlangıçta resiprokasyon yapan tüm motorlar ve anglduruvalar, eğeleri saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde 90° eşit açılı rotasyonla döndürmüşlerdir (90). El eğeleriyle kullanılan NSK resiprokasyon anglduruvası (TEP-E10R, Nakanishi Inc, Tokyo, Japonya), 90° resiprokasyon hareketi yapan anglduruvalara örnek olarak verilebilir. Bu hareketin temeli, daha yüksek hızda artan verimlilikle manuel saat kurma hareketini taklit etmektedir. Bu aletlerinin hareketi genellikle salınım (osilasyon) olarak adlandırılmaktadır (91).

Ni-Ti alaşımının, kanal eğelerinin üretiminde popülerlik kazanmasıyla beraber koniklik açısı daha fazla olan tek eğe sistemi de dahil olmak üzere farklı özelliklere ve kinematiklere sahip enstrümantasyon sistemleri tasarlanmıştır. 1985 yılında Roane (30) tarafından tanımlanan balanced force tekniğinden sonra 2004 yılında ise Yared (92) resiprokasyon yapan Ni-Ti tek eğe sistemi üzerine çalışmalar yaparak resiprokasyon hareketiyle preparasyon yapan bir sistem geliştirmiştir. Yared'in sunduğu, ProTaper F2 eğenin 144° saat yönünde ve 72° saat yönünün tersine hareketle kullanıldığı bu sistem balanced force tekniğini temel almıştır.

Çeşitli firmaların farklı derecelerde resiprokasyon yapan sistemleri mevcuttur. WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) 170° saat yönü tersi, 50° saat yönündeki açılarla resiprokasyon hareketi yaparken Reciproc (VDW, Münih, Almanya) 150° saat yönü tersi, 30° saat yönünde açılarla resiprokasyon yapar. Hem WaveOne hem de Reciproc eğeler üç resiprokasyon hareketinden sonra 360° tam turu tamamlar (93).

WaveOne ve Reciproc sistemlerin motorları operatörün herhangi bir açı değişikliği yapmasına izin vermez, bu nedenle ortaya çıkan resiprokasyon hareketi saat yönünün tersi yönde kesme hareketi sunar. WaveOne ve Reciproc motorları

düzenlenebilir olmayan bir konfigürasyona sahip olsa da ATR Vision (ATR, Pistoia, İtalya), iEndo Dual (Acteon, Merignac, Fransa) ve Genius™ Motor IFU (Ultradent, Güney Ürdün, UT, ABD) gibi açık motorlar açılı ayarlama imkânı sunmaktadır.

### 2.6.3. Adaptif Hareket

2013 yılında adaptif hareket olarak adlandırılan, rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin avantajlarını kombine eden yeni bir kinematik geliştirilmiştir. Adaptif harekette eğe, kanal içerisinde hiçbir dirençle karşılaşmaz ya da minimum dirençle karşılaşırsa hareketine devamlı rotasyonla başlar ve devam eder. (600° saat yönü/0° saat yönünün tersine). Eğe 600° saat yönüne döndükten sonra durur ve tekrar rotasyona devam eder. Eğe kanal içerisinde herhangi bir dirençle karşılaşırsa kinematik otomatik olarak resiprokasyon hareketine dönüşür. Açılar anatomik zorluğa ve eğenin üzerine gelen strese bağlı olarak 600°-0° ve 370°-50° arasında değişiklik gösterebilir (17).

Adaptif harekette stres altında kinematik değiştiği için kanal içerisinde eğenin kırılma riski azalırken, eğenin kesme etkinliğinin değişmemesi ön görülmektedir (17).

1990'ların başında ilk jenerasyon basit elektrikli motorlarından sonra döner sistemler için birçok yeni donanıma sahip motorlar geliştirilmiştir. Dişli redüksiyonlu elektrikli motorlar sabit devir seviyesi ve sabit tork sağlamalarından dolayı Ni-Ti döner sistemler için uygundur. Hekim tarafından ayarlanabilen dönme açıları ile resiprokasyon hareketi gibi alternatif dönme modelleri sağlamak üzere de programlanabilir ancak yüksek tork uyguladıklarından kanal içerisinde eğe kırılmalarına yol açabilir. Elektrikli motorlar genellikle hız ve tork için ön ayarlara sahiptir. Bazı araştırmacılar tork kontrollü motorların işlemsel güvenliliği artırdığını düşünürken bazıları ise bu motorların çoğunlukla deneyimsiz klinisyenlere fayda sağlayabileceğini savunmaktadırlar (42, 94).

Bir endodontik motor çalışmasında üç temel unsur içerir; eğenin karşılaştığı torsiyonel kuvveti izleyen tork algılama (torque-sensing), eğe tork sınırını aşarsa eğenin dönüşünü tersine çeviren otomatik geri döndürme (autoreversing) ve birçok eğe üreticisinin önerdiği sabit dönme hızı. Tüm bu özellikler, kanalda eğelerin kırılma olasılığını azaltmaya yardımcı olurlar (94).

Son zamanlarda kullanılan tork kontrollü motorlar işlemse güvenliği artırır ve enstrümanların kırılma riskini azaltır. Bu motorlar, üreticinin önerdiği her eğenin kendine özgü tork sınırlarına ayarlanabilme özelliğine sahiptir. Eğe kanal

içerisindeyken ayarlanan tork değerlerine eşit tork seviyelerine maruz kaldığında motor dönmeyi durdurur ve dönüş yönünü tersine çevirir. Endodontik motorlar; tork kontrolü olmayan birinci nesil motorlar, hassas tork sınırlayıcılı tamamen elektronik ikinci nesil motorlar, basit tork kontrollü üçüncü nesil motorlar ve sabit apeks bulucusu bulunan ve tork kontrollü sağlayan dördüncü nesil motorlar olarak gruplandırılabilir (94).

## 2.8. Çalışmamızda Kullanılan Motorlar

### 2.8.1. Elements Motor

Elements Motor 2013 yılında SybronEndo firması tarafından hem rotasyonel hem de resiprokasyon hareketinin avantajlarını birleştirmek üzere piyasaya sürülen endodontik motordur (Şekil 2.1). Cihaz hafızasında kayıtlı Lightspeed, M4 handpiece, K3/K3XF, Twisted File ve TF Adaptive sistemleri için programlar mevcuttur. Ayrıca devamlı rotasyon hareketinde hız ve tork ayarı yapılabilmektedir. Bu motorun diğerlerinden farkı firmanın adaptif hareket olarak adlandırdığı Twisted File Adaptive sistemin rotasyon hareketiyle (600° CW-0° CCW) çalışılırken apikal yönde uygulanan kuvvet arttığı zaman aletin resiprokasyonla (370° CW-50° CCW) çalışmaya başlamasıdır. TF-Adaptive ve M4 handpiece modunda hız, tork ve hareket açıları değiştirilememektedir.



Şekil 2.1. Elements motor.

### 2.8.2. E-Connect S

E-connect S endodontik motor; yön, dönme açısı, tork ve hız açısından birbirinden çok farklı kullanım seçenekleri olan, gövdesinde sabit apeks bulucuya sahip bir cihazdır (Şekil 2.2). Bazı endodontik motorların devamlı rotasyonda, resiprokal rotasyonda ya da adaptif harekette çalışmaları programlanabilir ancak dönme açılarını kontrol etmek veya torku ve hızı değiştirmek mümkün olmayabilir. Cihazın istenilen hızda, torkta, dönme açısında ve dönme yönünde kullanılabilir olması farklı Ni-Ti sistemlerin farklı şekillerde kullanılmasına olanak sağlar.

Cihaz hafızasına kayıtlı 10 farklı program mevcuttur. Saat Yönünde Sürekli Dönüş (CW), Saat Yönünün Tersine Sürekli Dönüş (CCW), Resiprokasyon ve Adaptif Tork Kontrol (ATC) arasından seçim yapılarak kullanıcının tercihi göre ayarı değiştirmek mümkündür. Ayarlanabilir geniş dönme hızı aralığı ve tork aralığına sahiptir. Resiprokal ve adaptif modda iken hız 120-1000 rpm arasında ayarlanabilir. CW ve CCW modunda 700 rpm'e kadar tork aralığı 0,5-4,0 Ncm, 700 ve 1000 rpm arasında ise tork aralığı 0,5-2,0 Ncm'dir. Kontrol modunda (ATC) hız aralığı 150-500 rpm ve tork aralığı 0,5-3,0 Ncm'dir (95).

Resiprokal hareket modunda, dönme açısını 30°-370° derece arasında ayarlamak mümkündür, böylece her döner ege sisteminin resiprokasyon harekette kullanılmasına izin verir.



**Şekil 2.2.** E-Connect S.

### **2.8.3. Tri Auto ZX2**

Apeks ölçüm özellikli endodontik motor olan TriAuto ZX2, Morita firmasının birçok yenilikle piyasaya çıkardığı TriAuto ZX'in yeni modelidir (Şekil 2.3). Cihaz hafızasında bütün ilgili parametrelerin depolandığı önceden ayarlanmış sekiz program mevcuttur ve bu sayede operatöre kullanım kolaylığı sağlayarak tedavi süresini kısaltır. Gereksinimlere ve fonksiyon özelliklerine bağlı olarak, 100-1000 rpm arasında devir, 0,2-5 Ncm arasında ise tork değeri ayarlamak mümkündür.

TriAuto ZX2 yeni iki farklı fonksiyon özelliği sunmaktadır: Optimum Tork Reverse (OTR) ve Optimum Glide Path (OGP).



**Şekil 2.3.** TriAuto ZX2.

### **Optimum Tork Reverse (OTR)**

2015'te torku sınırlandırarak güvenliği artırmak için J. Morita (Kyoto, Japonya) firması devamlı rotasyon ve resiprokal rotasyon hareketlerini birleştiren bir hareket başlatmıştır. Eğe kanalın içindeyken her an kırılmasına yol açabilecek mekanik etkilere maruzdur. Bu nedenle, eğenin kırılmasını engellemek ve kök kanalında oluşabilecek mikro çatlakların önüne geçmek amacıyla torku sınırlamak özellikle çok önemlidir. Bu fonksiyonda hareket ilk olarak devamlı rotasyon şeklinde başlar ve eğe kanal içerisinde belirli bir kuvvete maruz kalana kadar da devam eder. OTR fonksiyonu belirli bir tork seviyesine erişildiğinde, eğenin dönme yönünün tersine çevrilmesini sağlar (96). Şayet eğe üzerinde hiçbir zorlanma yoksa, kesim normal saat yönünde rotasyon hareketi ile devam eder.

OTR açısı 2 farklı değerde ayarlanabilir.

OTR 180° (90° saat yönünün tersi / 180° saat yönünde)

OTR 240° (120° saat yönünün tersi / 240° saat yönünde)

### **OTR 180° (90° CCW /180° CW)**

Bu harekette eğe kanalda dirençle karşılaşana kadar devamlı rotasyonla dönmeye başlayıp hareketine devam eder. Ayarlanan tork değeri aşıldığında ise eğe, önce 90° saat yönünün tersine ve sonrasında 180° saat yönünde hareket yapar.

### **OTR 240° (120° CCW / 240° CW)**

Bu harekette eğe kanalda dirençle karşılaşana kadar devamlı rotasyonla dönmeye başlayıp hareketine devam eder. Ayarlanan tork değeri aşıldığında ise eğe, önce 120° saat yönünün tersine ve sonrasında 240° saat yönünde hareket yapar. Kanal içerisinde eğenin karşılaştığı tork değeri ayarlanan tork değerinin altına düştüğünde hareket yine devamlı rotasyona döner.

Bu fonksiyonun avantajı, eğenin kanal içinde daha rahat hareket etmesi ve kanalın orijinal seklinin korunmasıdır. Ayrıca kanalda oluşan debris güvenle kanal dışına alınır.

2017’de Pedulla ve ark. (97) tarafından yapılan bir çalışmada, OTR hareketinin devamlı rotasyon hareketine göre eğenin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir. OTR hareketinin bu avantajı devamlı rotasyon hareketine kıyasla daha güvenilir bir hareket olduğunu göstermektedir.

### **Optimum Glide Path (OGP)**

Rehber yol oluşturulması kök kanal preparasyonunun başlangıç aşamasıdır ve kök kanalının güvenli olarak ideal şartlarda hazırlanmasını sağlar. Döner aletlerle el eğesine göre daha hızlı ve daha emniyetli bir şekilde rehber yol oluşturulması mümkündür.

Morita firması tarafından TriAuto ZX2 ile rehber yol eğeleri için Optimum Glide Path (OGP) hareketi tanıtılmıştır. OGP kinematiği, dengeli kuvvet hareketini taklit etmeyi amaçlamaktadır. Aynı aırlarla dönüşümlü bir hareketle başlar ve bunu, saat yönünün tersi açısının saat yönünden daha büyük olduğu ileri geri hareketler izler (91).

OGP modu seçildiğinde cihaz tıpkı bir el eğesi kullanıcısının yaptığı gibi saat yönünde ve saat yönünün tersinde hareketler yapar.

OGP açısı 3 farklı değerde ayarlanabilir.

### **OGP 90° (90° CW/CCW + 90° CW/120° CCW)**

Bu modda eĝe dönmeye ilk olarak 90° saat yönünde 90° saat yönünün tersine hareketle başlar ve devamlı geçişlerle 90° saat yönünde 120° saat yönünün tersine hareketine devam eder.

### **OGP 180° (180° CW/CCW + 180° CW/270° CCW)**

Bu modda eĝe dönmeye ilk olarak 180° saat yönünde 180° saat yönünün tersine hareketle başlar ve devamlı geçişlerle 180° saat yönünde 270° saat yönünün tersine hareketine devam eder.

### **OGP 240° (240° CW/CCW + 240° CW/330° CCW)**

Bu modda eĝe dönmeye ilk olarak 240° saat yönünde 240° saat yönünün tersine hareketle başlar ve devamlı geçişlerle 240° saat yönünde 330° saat yönünün tersine hareketine devam eder.

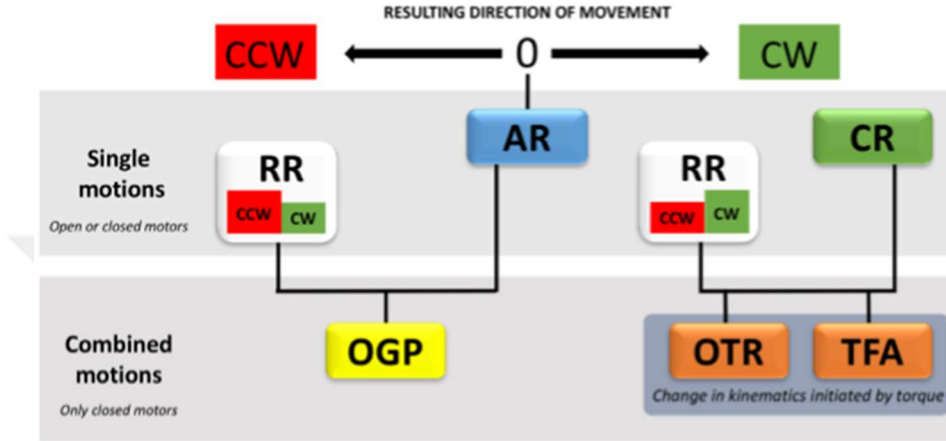
OGP fonksiyonu kullanılarak, eĝe kırılması, basamak oluşumu veya kanalda sıkışma olmadan belirlenen çalışma uzunluğuna ulaşılabilir (96).

Bugüne kadar OGP ve OTR hareketiyle ilgili çok az bilimsel makale ve bilgi mevcuttur. Bununla birlikte bu hareketlerin kesme verimliliği, hazırlık süresi, kanal transportasyonu, debris kaldırma/taşıma ve dentinal çatlaklar gibi diğer parametreler üzerindeki etkilerini değerlendirmek ve ayrıca kombine hareketleri kullanmanın avantajlarını ve sınırlamalarını anlamak amacıyla daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Daha önce çeşitli endodontik kinematikleri tanımlamak için farklı sınıflandırma yöntemleri önerilmiştir (98, 99). Bununla birlikte, son zamanlarda endodontik motorlar için farklı kinematiklerin tanıtılmasıyla yeni bir sınıf şeması (Şekil 2.4) gerekli görünmektedir (91).

1. Devamlı Rotasyon (CR): Aletler, genellikle saat yönünde olmak üzere tek yönde tam bir devir (360°) döndürülür.
2. Alternatif Resiprokasyon (AR): İki karşılıklı açı eşittir (CW = CCW) ve genellikle 90°'den azdır. Bu hareket tam bir dönüşle sonuçlanmaz.
3. Rotasyonel Resiprokasyon (RR): Bir hareket açısı diğerinden daha büyüktür (CW > CCW veya CCW > CW) ve sonuçta aletin kanal içinde dönmesini sağlayan bir dizi döngü ile sonuçlanır.

4. Birleşik hareketler: Bu kategori, yukarıda açıklanan iki hareketin herhangi bir kombinasyonunu kapsar. Birleşik hareketler motor tarafından otomatik olarak oluşturulur, genellikle düzenlenemez ve açık motorlar tarafından tekrarlanamaz. Bu kategori, mevcut farklı kombinasyonlara göre iki alt sınıfa ayrılabilir: CR + RR (TFA ve OTR) ve AR + RR (OGP).



Şekil 2.4. Kinematikler için yeni sınıf şeması (91).

## 2.9. Dentin Dokusunun Yapısı ve Özellikleri

Dişin en büyük hacmine sahip olan dentin dokusu; pulpa boşluğunu çevreleyen, kuronda mineye kökte ise semente komşu, yapısal bileşenleri ve özellikleri lokalizasyonuna göre değişen, avasküler ve mineralize bir bağ dokusudur (100). Dentin ağırlıkça %70 mineral, %20 organik matriks, %10 sudan; hacimce ise %50 mineral, %30 organik matriks, %20 sudan oluşur (101). Dentin pulpayı koruyucu ve mineyi destekleyici göreve sahiptir. Mineden farklı olarak dentin dokusu odontoblast hücrelerinin uzantıları ve nöronlar içerdiğinden dolayı vital bir dokudur. Dentin içeriği kemik kompozisyonuna benzese de kan damarları içermemesiyle kemikten farklılaşır. Bu nedenle dentin, kemik dokusuna göre daha sınırlı kapasitede tamir yeteneğine sahiptir.

Kompakt kemikten daha sert olan dentinin, minenin kırılgan yapısının aksine yüksek organik içeriği basınç altında esnemesini sağlar. Dentinin esnekliğini oluşturan diğer bir faktör de dentin kanalları içerisindeki sıvıdır. İçi sıvı dolu dentin kanalları çiğneme kuvvetlerine karşı stresi absorbe edici bir görev üstlenirler. Bu nedenle

dentin, kırılğan minenin altında yastık gibi davranarak deformasyonu önlemeye çalışır (101).

Dentin dokusu, organo-inorganik moleküllerden meydana gelmiştir. Dentinin esas inorganik komponenti hidroksiapatittir. Dentinin yüksek mineral içeriği dentine mineden daha yumuşak, sementten veya kemikten daha sert özellik kazandırır. Laboratuvarında çeşitli substratların sertliği knoop sertlik testiyle ölçülmüş ve ortalama sertlik değerleri dentin dokusu için 68, mine için 343 bulunmuştur (102).

Dentin yapısal olarak 4 ana kısımdan oluşmaktadır;

1. Dentin tübülleri
2. Peritübüler dentin (dentin tübüllerinin etrafını sarar)
3. İntertübüler dentin (dentin tübüllerinin arasında bulunur)
4. Dentin sıvısı (103).

### **2.9.1. Dentin Tübülü**

Dentin hacminin %20-30'unu oluşturan ve pulpa odasından başlayıp mine-dentin veya dentin-sement sınırına kadar ulaşan dentin kanallarına verilen isimdir. Dentin tübülleri yaşa ve lokalizasyonlarına göre sayı ve genişlik olarak değişiklik gösterebilir. Dentin tübülü miktarı pulpaya bakan bölgelerden ( $\text{mm}^2$ 'de 45.000-60.000), mine-dentin sınırına ( $\text{mm}^2$ 'de 15.000-20.000) doğru gidildikçe hem sayısal olarak hem de hacimce azalma eğilimindedir (104).

Dentinin mekanik özelliklerindeki farklılıklar tübüllerin çapına ve sayısına bağlı olabilmektedir. Dentin sertliği ile tübül yoğunluğu birbiriyle ters korelasyon oluşturur. Buna göre tübül yoğunluğu arttıkça dentin sertliği azalır (105). Bu sebeple mikrosertlik ve elastik modül değerleri dentin tübülüne paralel yapılan ölçümlerde daha yüksek çıkmıştır (106). Farklı bir araştırmada ise dentin tübüllerine paralel yönde uygulanan gerilme kuvvetinin, dentinde daha düşük gerilme direncine neden olduğu bildirilmiştir (107).

### **2.9.2. İntertübüler Dentin**

Organik matriksi oluşturan kollajen ağı üzerine çökelmiş hidroksiapatit kristalleri tarafından oluşturulan intertübüler dentin, dentinin esas kütesini oluşturur. İntertübüler dentin mine-dentin sınırında %96'lık geniş bir alanı kaplarken, pulpaya yaklaştıkça bu oran %12'ye düşer (108).

### 2.9.3. Peritübüler Dentin

Dentin tübüllerinin etrafını çevreleyen, kollajen miktarı az hipermineralize alandır (109). Peritübüler dentin, intertübüler dentinden %40 daha sert olmakla birlikte dentin yüzeyinde tübül çapını büyük oranda daraltır. Asit uygulamalarında peritübüler dentin mineralizasyonunun daha fazla olması ve daha az kollajene sahip olması nedeniyle intertübüler dentine göre daha kolay çözünür (110). Dentin sertliğinin azalması, intertübüler dentinin sertliğindeki değişimler ve pulpanın geri çekildiği durumlarla ilişkili bulunmuştur (111).

### 2.9.4. Dentin Sıvısı

Dentin tübüllerinin içinde bulunan ve plazmaya benzeyen bu sıvı dentin lenfi olarak da bilinmektedir. Dentinin yüzeysel kısımlarında yapının %1'ini oluştururken, pulpaya yaklaştıkça bu oran %22'ye çıkmaktadır. Bu sıvının kaynağı pulpada kanlanmayı sağlayan kılcal kan damarlarıdır (110, 112, 113). Herhangi bir sebeple dentin tübüllerinin açığa çıkmasıyla dentin sıvısı dışarıya doğru hareket etmeye başlar. Sıvının bu hareketi, sinir reseptörlerini uyarak dentin hassasiyetine neden olur (114).

Dış çürükleri ya da restorasyon altındaki mikrosızıntılar sebebiyle bakteriler dentin sıvısının içerisine girebilir. Dentin sıvısı içine geçen bakteriyel ürünler pulpaya taşınarak pulpada enflamasyona sebep olabilirler. Enflamasyon sonucu pulpa içi basınç artar ve dentin sıvısı dışarıya doğru hareket eder. Bu hareketin pulpanın enflamasyonuna neden olan iritanların dışarıya atılmasına yardımcı olan bir koruma mekanizması olduğu düşünülmektedir (115).

## 2.10. Kök Dentininde Çatlak Oluşumu ve İlerlemesi

Kron ve kök dentininin farklı yapısal özellikleri sebebiyle çatlak oluşumu ve çatlağın ilerleme şekilleri farklı olmaktadır.

Koronal dentinde, intertübüler dentin peritübüler dentin gibi ince bir tabakayla ayrılmıştır. Kök dentininde ise dentin tübülleri, inkramental çizgilerle katman katman tabakalardan meydana gelen mineralize kollajen fibrillerle sarılmıştır. Koronal dentin hem yapısal olarak hem de gerilme kuvvetleri karşısında kök dentinine göre daha sert ve güçlüdür bir yapıdadır (116).

Yapılan bir çalışmada kök dentininin koronal dentine göre daha yüksek eğilme gücü ve daha fazla inelastik deformasyon özelliğine sahip olduğu görülmüştür. Kök

dentinde gerilme sonucu oluşan mikro çatlakların inkramental çizgileri takip ettiği ve dentin tübülünün çevresinde oluşan halka şekilli çatlakların kaynaşması sonucu olduğu görülmüştür. Kök dentininde sıkışma sonucu oluşan çatlakların ise çapraz çizgili formasyonda, uzun ve düz çatlaklar oldukları görülmüştür. Kron dentininde sıkışma kuvvetlerinde hiç çatlak oluşmadığı bildirilmiş, gerilme kuvvetleriyle oluşan çatlakların ise kök dentinindeki çatlaklar kadar geniş olmadığı ve doğrultusunda sık sık sapmalar görüldüğünü saptanmıştır (116).

Dentinde mikro çatlakların hem oluşmasını hem de yayılmasını kolaylaştıran en önemli yapısal özellik tübül varlığıdır. Peritübüler dentin ve inkramental çizgiler gibi yapısal unsurlar ise çatlakların genişliğine ve yönlenmesine katkıda bulunur (117).

Çatlağın genç ve yaşlı dişlerde yayılma yollarının farklı olmasının sebebi peritübüler dentinde hidroksiapatit kristallerinin birikimine bağlı olarak gelişen dentin sklerozu sonucu bu bölgedeki kalınlık artışıdır (118).

İntertübüler dentindeki mikro çatlaklar, tübüller boyunca düz bir çizgide yayılır çünkü intertübüler dentinin sertliği neredeyse sabittir ve hiçbir durum çatlak yayılmasını engellemez. Genç dişlerde çatlak, dentin tübüllerine ulaştığında tübüller boyunca yayılır. Öte yandan yaşlı dişlerde çatlak, peritübüler dentinin etrafında dönmektedir. Dentindeki bu fark, çatlak ilerlemesine karşı direnci etkiler (118).

Peritübüler dentinin düşük mineralizasyonda oluşu sertliği ve elastiklik modülünü etkiler. Genç dişlerde çatlaklar yayılma boyunca devamlılık göstermezler. Diğer bir deyişle dentin tübülleri çatlağın tübüle geçerek devam etmesine izin vermez. Yaşlı dentinde ise çatlak devamlıdır çünkü peritübüler dentin çatlağın tübülde sonlanmasına izin vermez, saptırır ve farklı yöne yönlendirir (118).

Kök kanal tedavisi sırasında yapılan işlemler (şekillendirme, irrigasyon, dolum yöntemleri) dentin üzerinde stres birikimlerine sebep olup dentinde yapısal değişikliklere neden olabilmektedir. Biriken bu stresler ya da mikro çatlaklar daha sonra çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığında daha geniş çatlaklara ve dişin kırılmasına neden olabilmektedir (119).

### **2.10.1. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Çatlak ve Kırık Oluşumu**

Kök kanal tedavisinin en önemli ve kendisinden sonra gelecek olan basamakların başarısını etkileyen kök kanal şekillendirme işlemleri; kök kanal anatomisinin kompleks oluşu, hastaya bağlı faktörler, hekimin el becerisine bağlı

faktörler ve kullanılan irrigasyon solüsyonları gibi birçok etmen sebebiyle tedavinin en uzun basamağı olarak gösterilebilir. Kök kanal tedavisi sırasında yapılan şekillendirme işlemi sonucunda dişlerde biyomekanik ve biyokimyasal olarak geri-dönüşümsüz değişiklikler meydana gelmekte ve bu değişiklikler dişin kırılabilirliğinin artmasına sebep olmaktadır (120).

Döner eğelerle yapılan genişletme işlemi, el eğeleriyle yapılabilecek güç ve zaman tasarrufu sağlamaktadır. Piyasaya sunulan çok sayıda yeni döner eğe sistemlerinin dentin üzerindeki etkileri oldukça güncel ve araştırma/geliştirmeye açık bir konudur.

Yapılan literatür çalışmalarında, el eğesi kullanılarak yapılan genişletme gruplarında ya hiç çatlakla rastlanmamıştır ya da istatistiksel olarak anlamlı düzeyde sonuçlar ortaya çıkmamıştır (121-123). El eğelerinin dentinde çatlak oluşturma açısından en güvenli yöntem olduğunun kabul edilme sebebi olarak 0,02 gibi düşük ve sabit bir konikliğe sahip olmaları gösterilebilir. Yapılan bir çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda açısız kanal aletlerinin kök kanal duvarlarına zarar vermediği gösterilmiştir (122).

Çalışma boyunun ve preparasyon tekniğinin dişlerin apikal yüzeyinde çatlak oluşumu üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, step-back tekniğiyle şekillendirme yapılan dişlerde crown-down tekniğine kıyasla daha fazla dentin çatlak oluştuğu bildirilmiştir (124).

Son yıllarda Ni-Ti döner eğeler kullanarak şekillendirme yapılmasının, kök kanallarında mikro çatlak oluşturduğunu kanıtlayan çalışmalar mevcuttur (125, 126). Şekillendirme sistemlerinin dentinde çatlak oluşması üzerine etkilerini karşılaştıran literatür çalışmaları fikir ayrılığına düşse de fikir birliğine varılan tek sistemin SAF olduğu söylenmektedir (121, 127, 128).

Sistemlerin farklı kinematikleri de dentinde çatlak oluşturma açısından farklı sonuçlar ortaya çıkarabilmektedir. Döner eğe sistemlerinin 3 temel hareketten biri olan devamlı rotasyon hareketinde, dönme tek yönlü ve devamlı olduğu için sıkışma kuvveti daha fazladır. Resiprokal harekette, saat yönü ve tersi yönde yapılan hareketler dentinde daha fazla darbe oluşumuna sebep olmaktadır. Bu tip sistemler debris apikale doğru ittiği için apikalde daha fazla torsiyonel kuvvet oluşumuna neden olurlar.

Bürklein ve ark. (129) yaptıkları bir çalışma sonucunda resiprokasyon sistemlerinin artan kesme yeteneğini, genellikle iyileştirilmiş bir temizleme etkinliğiyle ilişkilendirmişler ve keskin kesici kenarlarla birlikte artan torsiyonel kuvvetin dentinde çatlak oluşturabileceğini ileri sürmüşlerdir.

Adaptif harekette ise eğin saat yönünde yaptığı hareketi stres altında saat yönünün tersinde bir hareket takip ettiği için yüksek sıkışma kuvveti oluşmaması nedeniyle çatlak oluşturma açısından daha güvenli olduğu düşünülmektedir (130).

Ni-Ti döner aletler, kök kanal duvarlarına döngüsel tipte kuvvet uyguladıklarından kök dentininde çatlak oluşumuna neden olabilmektedir (121). Dentinde oluşan bu hasarın boyutu aletin uç tasarımına, çapraz kesit geometrisine, sabit veya artan açılanmasına ve yiv formuna göre değişiklik gösterebilir (131).

## **2.11. Çatlak Görüntüleme Yöntemleri**

Dentinde meydana gelen çatlakları incelemek için yapılan çalışmalarda yüksek büyütmelerde, üzerinde işlem ve analizler yapılabilen görüntülerin elde edildiği cihazlar kullanılmıştır. Bu alanda kullanılan başlıca görüntüleme sistemleri olarak Stereomikroskop, SEM, TEM, Transillüminasyon ve Senkrotron Radyasyon Tabanlı Mikro-CT (SRCT) sayılabilir (8).

### **2.11.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)**

Odaklanmış bir elektron demetiyle örnek yüzeyini tarayarak görüntüyü oluşturur. Örnek içerisindeki atomlar elektronlarla etkileşerek yüzeydeki içerik hakkında bilgiler içeren sinyaller üretir. Özellikle apikal rezeksiyonun çatlakla ilişkisinin incelendiği çalışmalarda kök ucundaki çatlak varlığını belirlemede kullanılan bu yöntem, bölgenin vinil polisiloksanla ölçüsü alınıp epoksi rezin replikalarının elde edilip incelenmesi şeklinde kullanılır (8).

### **2.11.2. Mikro-CT**

Micro-CT, örneklerle zarar verici enine kesitleri ortadan kaldıran ve minimum numune hazırlığıyla üstün çözünürlük ve görüntü kalitesi sağlayan mükemmel bir tekniktir. X-ışını senkrotron radyasyonu kullanan Mikro-CT, geleneksel bilgisayarlı tomografiyle aynı fikri kullanır ancak senkrotron radyasyonunun kullanımından dolayı birçok avantaja sahiptir. Özellikle senkrotron radyasyonu, geniş ve sürekli bir enerji spektrumundan küçük bir enerji bant genişliğine sahip X-ışınlarını seçme imkânı sunar

ve aynı zamanda verimli görüntüleme için yeterince yüksek bir foton akısını garanti eder. Ayrıca, senkrotron radyasyonunun kullanımı kontrastı optimize etmek için seçilen foton enerjisinin ayarlanmasına da izin verir (132).

Kompozit, polimerler, biyolojik materyaller gibi içerisinde boşluklar bulunan materyallerin in-vitro ortamda mikron düzeyinde görüntülenmesi için ideal bir yöntemdir. Mikro-CT mikro çatlak oluşumunun belirlendiği çalışmalarda da son dönemde kullanımı oldukça popüler bir tekniktir. İşlemler öncesi örneklerin değerlendirilmesine izin vererek var olan çatlakları belirlemeye yardımcı olması ve dentinal çatlakları kontrast madde kullanımına gerek kalmadan 3D görüntülemeye olanak sağlaması en önemli avantajıdır. Ayrıca işlem basamakları arasında ve ilk durum-son durum değerlendirmesinde çatlak oluşumunu değerlendirmeye olanak tanır. Birçok avantajının yanında tarama ve yeniden yapılandırma gibi işlemlerin uzun zaman alması, rutin klinik kullanım için uygun olmaması, çok pahalı bir teknik olması ve değerlendirme işlemleri için tecrübe gerektirmesi en büyük dezavantajlarıdır (8).

### **2.11.3. Transmisyon Elektron Mikrokobu (TEM)**

Bu mikroskop, odaklanmış yüksek enerjili elektron demeti kullanan ve yüksek çözünürlüklü (1 nm'nin altında) ve yüksek büyütme (1.000.000'a kadar) görüntüleme yoluyla ayrıntılı mikro yapısal incelemeye izin veren analitik bir araçtır. Görüntü, numunenin yüksek vakumda elektron ışınıyla aydınlatılması ve numuneden fosforlu bir ekrana veya bir kamera aracılığıyla iletilen elektronların tespit edilmesiyle üretilir. Elektronların numuneden geçmediği bölgelerde görüntü karanlıktır. Elektronların dağılmadığı yerlerde görüntü daha parlaktır ve elektronların örneklerle etkileşim ve saçılma şekline bağlı olarak aralarında bir dizi gri vardır. (118) Elektron ışını altında ışınlama ile görüntünün elde edildiği herhangi bir teknolojiye olduğu gibi TEM ön hazırlık aşamalarında, örneklerden kesitler alınmasında veya elektron ışınının etkisi altındaki gözlem sırasında yanlış sonuçlar üretme eğilimindedir. Bu tekniğin, yanlış pozitif mikro çatlak tanımlamasına neden olabilecek yapay oluşumlara karşı daha yüksek hassasiyeti nedeniyle dişler gibi biyolojik örneklerde kullanımı oldukça güvenlidir.

Dentin mikro çatlaklarının yapısal farklılıkları SEM görüntülerinde çatlak yüzey gözlemlenerek değerlendirilmiş olmasına rağmen, TEM kullanılarak dentin içindeki mikro çatlakların kesitsel gözleminde daha az girişim yapılmıştır. Kubo ve

ark. (118) dentin mikro çatlak yayılımı ile insan yaşlanması arasındaki ilişkiyi araştırmak için ultra yüksek voltajlı elektron mikroskobu tomografisi (UHVEMT) ile TEM kullanmışlar ve TEM'in ek kurutma prosedürleri olmadan sadece yüzeyde değil, örnekler içindeki mikro çatlakların ultrastrüktür yayılmasının görselleştirilmesine ve değerlendirilmesine olanak tanıdığını bildirmişlerdir.

#### **2.11.4. Transillüminasyon**

Transillüminasyon, anormallikleri kontrol etmek için bir vücut alanı veya organdan geçen bir ışığın parlamasıdır. Fizik yasalarına dayanır. Dentinde çatlak oluşumu görüntülenirken dişin kırık hattının üzerinde oluşan açık ve koyu renk alanlarla sonuçlanır. Klinikte, transillüminatörler dışındaki ışık kaynakları (operasyon mikroskobu, fiberoptik el aletleri, kompozit ışık tabancaları), göz hasarına neden olabileceğinden tavsiye edilmez.

Bu yöntem, bazı araştırmacılar tarafından dentinde mikro çatlak teşhisinde (133), in-vitro olarak kök kanal preparasyonu (134) ve dolumu (135, 136) sonrası oluşan mikro çatlakların insidansını belirlemek için kullanılmaktadır. Wilcox ve ark. (119), çizgisel çatlakların sadece transillüminasyon yoluyla görülebilir olduğunu söylemişler fakat büyütme olmadan hatalı sonuçlar verebileceğini de vurgulamışlardır.

#### **2.11.5. Stereomikroskop**

Stereomikroskoplar, 3 boyutlu görüntü elde etmeyi sağlayan ve sabit dürbün mantığıyla çalışan bir mikroskop türüdür. Belirli noktalara kadar görüntüyü yakınlıştırabilen tek objektif kullanılır. Düşük büyütmeyle derinlikli görüntü elde etmek ve gözle görülen cisimlerin yüzey yapısını incelemek için uygun cihazlardır. Çeşitlerine göre mikroskoplarda 2x, 70x, 250x, 400x ve 500x yakınlıştırma yapmaya imkân tanır. Çalışmalarda, örneklerin gerekli işlemin tamamlanmasının ardından belirli kesitlerden su soğutması altında düşük hızlı testere kullanılarak horizontal doğrultuda kesilmesi sonucu oluşan kesitin incelenmesi şeklinde ya da apikalde oluşan herhangi bir değişimi gözlemlemek amacıyla kullanılır (8).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

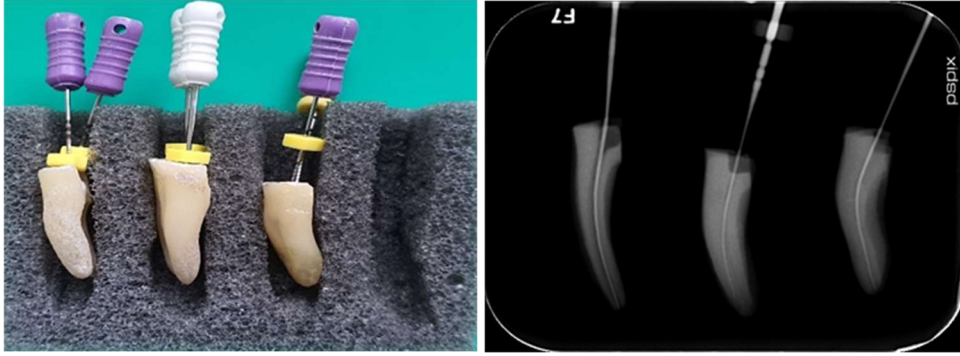
Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'dan 09.10.2019 karar tarihli, 2019-10/18 karar no.lu etik kurul onayı (Bknz. Ek 1) alınarak Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı kliniğinde gerçekleştirildi.

#### 3.1. Dişlerin Seçimi

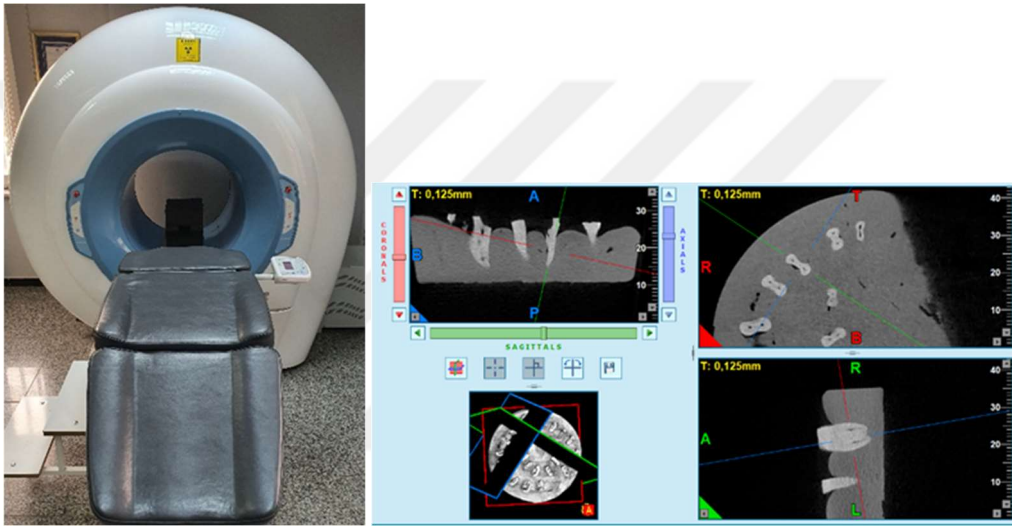
Çalışmada 100 adet yeni çekilmiş, insan mandibular birinci büyük azı dişlerinin iki kök kanalına ve iki apikal foramene sahip mezial kökleri kullanıldı. Dişlerden meziodistal ve bukkolingual açılardan radyografiler alınarak, kalsifiye kanala sahip, kök ucu gelişimini tamamlamamış dişler çalışma dışı bırakıldı. Kök yüzeyinde çatlak veya düzensizlik varlığını tespit etmek ve kök ucu gelişimini kontrol etmek amacıyla dişler, stereomikroskop yardımıyla 8x büyütme altında incelendi. Dişlerin mezial köklerinin bukkolingual radyografik görüntülerinde kök kanal eğimleri ve kurvatür yarıçapları belirlendi (Şekil 3.1). Belirlenen kriterlere uygun tüm köklerin 3 boyutlu görüntüsü, 3D konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT; Fov Aralığı: 12x8, 125µm voksel NewTom 5G, QR Verona, Verona, İtalya) cihazıyla alınarak kök kanal morfolojisi değerlendirildi (Şekil 3.2) ve mezial kökünde iki ayrı kök kanalına ve iki apikal foramene (Vertucci tip 4) sahip dişler çalışmaya dahil edildi.

Çalışmamızda kullanılmak üzere ayrılan dişlerin seçimi aşağıda belirtilen kriterlere uygun olarak yapıldı:

1. Dişlerin mezial kökünün iki kök kanalı ve iki apikal foramene sahip olması (Vertucci Tip 4),
2. Schneider (137) yöntemine göre kök kanalı eğiminin 10°-25° arasında olması,
3. Schäfer (138) yöntemine göre ise kök kanal kurvatür yarıçapının 5-25 mm arasında olması,
4. Kök yüzeyinde kırık, çatlak veya çürük olmaması, çürük varsa standardize edilen boya ulaşmamış olması,
5. Önceden kök kanalı tedavisi yapılmamış olması,
6. Kök kanalının kalsifikasyon, yabancı cisim ve benzer bir nedenle tıkalı olmaması,
7. Kökte iç veya dış rezorpsiyon olmaması,
8. Dişlerin kök gelişimi tamamlanmış ve apikal bütünlükleri bozulmamış olması.



**Şekil 3.1.** Diş köklerinden bukko-lingual yönde alınan radyografi örnekleri.



**Şekil 3.2.** CBCT cihazı ve elde edilen görüntülerin Vertucci tip 4 yönünden değerlendirilmesi.

### 3.2. Dişlerin Hazırlanması ve Çalışma Boyunun Belirlenmesi

Çalışmamızda kullanılmak üzere toplanan dişlerin üzerlerinde bulunan yumuşak ve sert doku artıkları periodontal küret yardımıyla diş köküne zarar vermeden uzaklaştırıldı. Temizlenen dişler, kullanılacakları zamana kadar distile su içerisinde bekletilip saklama ortamı tüm dişler için haftada bir kez yenilendi.

Dişler furkasyon bölgelerinden ikiye ayrıldı ve ardından mezial köklerinin kuronları kök ucundan itibaren diş boyları 12 mm kalacak şekilde aeratöre takılan elmas frez kullanılarak su soğutması altında uzaklaştırıldı (Şekil 3.3). Kök kanalına 10 no.lu K-tipi yerleştirilerek apikal açıklık kontrol edildi. 15 no.lu K-tipi eğenin çalışma boyuna ulaşabildiği ve major foramenden çıkmadığı dişler çalışmaya dahil edildi. Bu

kritere uymayan dişler ise çalışma dışı bırakılarak yerlerine uygun dişler sağlandı. Örneklerin çalışma boyları 10 no.lu K-tipi eğenin ucu apikal foramende görüldüğünde ölçülen boydan 1 mm kısa olarak belirlendi.



**Şekil 3.3.** Distal kökleri ve kronları uzaklaştırılan örnekler.

### 3.3. Deney Düzenekinin Hazırlanması

Alveolar kemik, periodontal ligament ve ağız ortamının in-vitro olarak taklidi amacıyla bir düzenek oluşturuldu. Periodontal ligamentin taklidi ve standart kalınlık sağlamak amacıyla dişlerin kökleri çift kat alüminyum folyo ile kaplandı (Şekil 3.4). Örneklerin gömülmesi için 20 cc enjektörden 15 mm boyunda kesitler alınarak kalıplar hazırlandı ve örnekler otopolimerizan tamir akriliği (Imicryl SC, Imicryl Dental, Konya, Türkiye) kullanılarak bu kalıplara gömüldü. Akrilik polimerizasyonundan sonra dişler dikkatlice çıkarılıp üzerlerindeki alüminyum folyolar uzaklaştırıldı. Oluşturulan boşluklara light body silikon ölçü materyali konularak, dişler kendi rezin boşluklarına gömüldü. Kenarlardan taşan ölçü maddesi bisturi yardımıyla temizlendi (Şekil 3.5).



**Şekil 3.4.** Örneklerin çift kat alüminyum folyo ile kaplanmış görüntüleri.



**Şekil 3.5.** Periodontal ligament ve çevre kemik dokunun in-vitro olarak taklidi amacıyla oluşturulan deney düzeneği.

### 3.4. Deney Grupları

100 adet örnek, bir web programı ([www. armizer.org](http://www.armizer.org)) kullanılarak rastgele 10 gruba ayrıldı. Böylece her bir örneğin sırasıyla hangi grupta yer alacağı tespit edildi. (n=10)

**Grup 1:** Kontrol Grubu (n=10)

**Grup 2:** Devamlı Rotasyon (CR) (n=10)

**Grup 3:** Resiprokal Rotasyon 150° CW- 30° CCW

**Grup 4:** Adaptif Hareket (n=10)

**Grup 5:** Optimum Torque Reverse (OTR) 180° (90° CCW-180 CW) (n=10)

**Grup 6:** Optimum Torque Reverse (OTR) 240° (120° CCW-240° CW) (n=10)

**Grup 7:** Optimum Glide Path (OGP) 240° + Optimum Torque Reverse (OTR) 240° (n=10)

**Grup 8:** Optimum Glide Path (OGP) 90° + Optimum Torque Reverse (OTR) 240° (n=10)

**Grup 9:** Optimum Glide Path (OGP) 240° + Optimum Torque Reverse (OTR) 180° (n=10)

**Grup 10:** Optimum Glide Path (OGP) 90° + Optimum Torque Reverse (OTR) 180° (n=10)

### 3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

#### Grup 1: Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki dişlere herhangi bir işlem uygulanmadı.

#### Grup 2: Devamlı Rotasyon Hareketi

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi, sonrasında şekillendirme işlemi için ise ProTaper Next eğeleri tam rotasyon hareketiyle kullanıldı. Tri Auto ZX2 endodontik motor (J. Morita, Kyoto, Japan) rehber yol oluşturulmasında ve şekillendirme işlemlerinde 300 rpm hız ve 2 Ncm tork ayarında kullanıldı (Şekil 3.6). ProGlider eğesiyle çalışma boyuna kadar ulaşılarak rehber yol oluşturuldu. Ardından ProTaper Next sistemine ait X1 ve X2 eğeleri sırasıyla çalışma boyunda ilerletilerek preparasyon tamamlandı. Preparasyon sırasında eğeler hafif apikal baskı ve fırçalama hareketi uygulanarak üç kez 3 mm aşmayan ileri-geri hareketle kullanıldı. Her üç ileri-geri hareketten sonra eğe üzerindeki debris artıkları nemli bir spanç ile temizlendi. Bu işleme kanal boyuna ulaşana kadar devam edildi. Her eğe değişiminden sonra apikal daralımın tıkanmasını önlemek için apikal patency kontrol edildi.

Şekillendirme işlemleri sırasında her eğe değişiminden sonra 30 gauge (G) yandan perfore iğne (KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre) kullanılarak her kanal için 2 ml %2,5'lik NaOCl (Imicryl Dental, Konya, Türkiye) solüsyonuyla irrigasyon yapıldı. Kök kanallarının final irrigasyonunda 5 ml/kanal %2,5'lik NaOCl, 2 ml/kanal %17'lik EDTA (Imicryl Dental, Konya, Türkiye) (1dk) ve 5 ml/kanal distile su kullanıldı.



Şekil 3.6. Devamlı rotasyon hareketinin kullanım ayarları.

#### Grup 3: Resiprokal Rotasyon Hareketi

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi, sonrasında şekillendirme işlemi için ise ProTaper Next (X1, X2) eğeleri resiprokasyon hareketiyle kullanıldı. Şekillendirme işleminde resiprokasyon açısının ayarlanabildiği E-connect S

(Eighteeth Dental) endodontik motor kullanıldı. Saat yönünde kesme yapan bu eğeler için resiprokasyon açısı 150° CW-30° CCW olarak ayarlandı ve 300 rpm hızda preparasyon yapıldı (Şekil 3.7). Preparasyon ve irrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.7.** Resiprokal rotasyon hareketinin kullanım ayarları.

#### **Grup 4: Adaptif Hareket**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi, sonrasında şekillendirme işlemi için ise ProTaper Next (X1, X2) eğeleri adaptif hareketle kullanıldı. Şekillendirme işleminde Elements™ motorun (SybronEndo, Orange, CA) TF-Adaptive modu kullanıldı (Şekil 3.8). Preparasyon ve irrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı. Preparasyon sırasında eğeler, apikal kuvvet uygulamadan kullanıldı. Eğeler kanal içerisinde ilerlerken zorlandığında üzerindeki debris artıkları nemli spanç yardımıyla uzaklaştırıldı.



**Şekil 3.8.** Adaptif hareketin kullanım ayarları.

#### **Grup 5: OTR 180°**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi, sonrasında şekillendirme işlemi için ise ProTaper Next (X1, X2) eğeleri Tri Auto ZX2 endodontik motorun OTR 180° fonksiyonuyla kullanıldı. Fonksiyondaki triger tork değeri 1 Ncm ve hız değeri 300 rpm olarak ayarlandı (Şekil 3.9). Eğe kanalda zorlukla karşılaşıncaya kadar apikale hafif basınçla yönlendirilerek, fazla kuvvetle karşılaşıncaya ise geri çekilerek kullanıldı.

Eğeler çalışma boyuna ulaşana kadar aynı işlem tekrarlandı. İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.9.** OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.

#### **Grup 6: OTR 240°**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi, şekillendirme işlemi için ise ProTaper Next (X1, X2) eğeleri Tri Auto ZX2 endodontik motorun OTR 240 ° fonksiyonuyla kullanıldı. Bu modda hız 300 rpm ve triger tork değeri 1 Ncm olarak ayarlandı (Şekil 3.10). Eğe kanalda zorlukla karşılaşılan kadar apikale hafif basınçla yönlendirilerek, fazla kuvvetle karşılaşınca ise geri çekilerek kullanıldı. Eğeler çalışma boyuna ulaşana kadar aynı işlem tekrarlandı. İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.10.** OTR 240° hareketinin kullanım ayarları.

#### **Grup 7: OGP 240° + OTR 240°**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi 300 rpm hızda ve Tri Auto ZX2 endodontik motorun OGP fonksiyonunda 240° rotasyon açısıyla kullanıldı. Eğe kanalda, 1 sn süreyle hafifçe basınç uygulanıp sonra geri çekilerek kullanıldı. Eğeler çalışma boyuna ulaşana kadar aynı işlem tekrarlandı. Her uygulamadan sonra eğe üzerindeki debris nemli spanç yardımıyla temizlendi.

Şekillendirme işlemine 300 rpm hız ve 1 Ncm triger tork değerinde OTR 240° fonksiyonu kullanılarak ProTaper Next (X1, X2) eğeleriyle devam edildi (Şekil 3.11). İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.11.** OGP 240° + OTR 240° hareketinin kullanım ayarları.

#### **Grup 8: OGP 90° + OTR 240°**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi 300 rpm hızda Tri Auto ZX2 endodontik motorun OGP fonksiyonunda 90° rotasyon açısıyla kullanıldı. Eğe kanalda, 1 sn süreyle hafifçe basınç uygulanıp sonra geri çekilerek kullanıldı. Her uygulamadan sonra eğe üzerindeki debris nemli spanç yardımıyla temizlendi.

Şekillendirme işlemine 300 rpm hız ve 1 Ncm triger tork değerinde OTR 240° fonksiyonu kullanılarak ProTaper Next (X1, X2) eğeleriyle devam edildi (Şekil 3.12). İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.12.** OGP 90° + OTR 240° hareketinin kullanım ayarları

#### **Grup 9: OGP 240° + OTR 180°**

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi 300 rpm hızda Tri Auto ZX2 endodontik motorun OGP fonksiyonunda 240° rotasyon açısıyla kullanıldı. Şekillendirme işlemine 300 rpm hız ve 1 Ncm triger tork değerinde OTR 180° fonksiyonu kullanılarak ProTaper Next (X1, X2) eğeleriyle devam edildi (Şekil 3.13). İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



**Şekil 3.13.** OGP 240° + OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.

### Grup 10: OGP 90° + OTR 180°

Bu grupta rehber yol oluşturmak için ProGlider eğesi 300 rpm hızda Tri Auto ZX2 endodontik motorun OGP fonksiyonunda 90° rotasyon açısıyla kullanıldı. Şekillendirme işlemine 300 rpm hız ve 1 Ncm triger tork değeriinde OTR 180° fonksiyonu kullanılarak ProTaper Next (X1, X2) eğeleriyle devam edildi (Şekil 3.14). İrrigasyon aşamaları Grup 2'deki gibi yapıldı.



Şekil 3.14. OGP 90° + OTR 180° hareketinin kullanım ayarları.

Tri Auto ZX2 endodontik motorun kullanıldığı gruplarda, motorun program hafızasında bulunan "otomatik başlatma" özelliği açık, "otomatik durdurma" kapalı, "apikal yavaşlama", "tork yavaşlama" ve "apikal tork azaltma" özellikleri kapalı olarak ayarlandı.

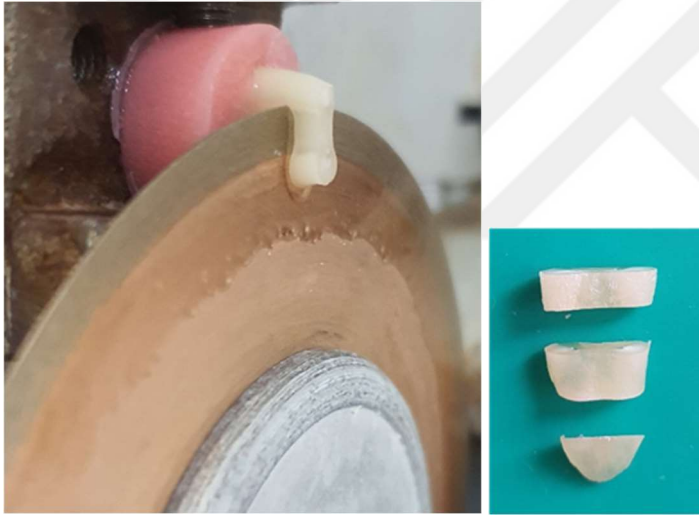
Şekillendirme için kullanılan aletler her 4 kanalda (2 örnekte) bir kullanıldıktan sonra veya kırık oluşumu durumunda yenisiyle değıştirildi.

### 3.6. Örneklerden Kesit Alınması

Preparasyonu tamamlanan örneklerin sabitlenmesi için 10 cc ejektörlerden 10 mm boyunda kesilen kalıplar hazırlandı. Oluşturulan kalıplara soğuk akrilik yerleştirilerek örnekler kökün koronal 1 mm'sinden modele gömüldü. Çalışmadaki tüm örneklerden, akrilikler bloklar cihaza sıkıştırılarak düşük hızlı kesme cihazında (Şekil 3.15; Isomet 1000, Buehler) su soğutması altında horizontal doğrultuda, apikalden başlayarak 3, 6 ve 9 mm mesafelerde kesitler alındı (Şekil 3.16). Oluşan çatlakların daha iyi görülebilmesi için çürük belirleyici boya ile örnekler boyandı.



**Şekil 3.15.** Örneklerden horizontal kesitler almak için kullanılan isomet cihazı.



**Şekil 3.16.** Örneklerden horizontal kesit alma işlemi ve 3, 6 ve 9 mm'den kesit alınan örnekler.

### 3.7. Örneklerin İncelenmesi

Elde edilen örnekler, 12,5x büyütmede Stereomikroskop (Leica EZ4D, Wetzlar, Almanya) altında incelenerek stereomikroskopun yazılımı tarafından desteklenen bir program aracılığıyla görüntüler kaydedildi (Şekil 3.17). İncelenen örnekler çatlak varlığı açısından şu şekilde sınıflandırıldı; (129)

Hiçbir defekt yok: Kökün dış veya iç yüzeyinde herhangi bir çizgi veya çatlak olmayan kök dentini.

Tamamlanmamış çatlak: Dış yüzeye ulaşmadan kanal duvarından dentine uzanan çatlaklar.

Tamamlanmış çatlak: Kök kanal duvarından kökün dış yüzeyine kadar uzanan çatlaklar.

Çizgisel çatlak (craze line): Kökün herhangi bir yüzeyine ulaşmayan veya dış yüzeyden dentine doğru uzanan ancak kanal duvarına ulaşmayan diğer tüm çizgiler ve çatlaklar.

Kesitler dentin çatlağı varlığı açısından gruplara göre iki araştırmacı tarafından incelenerek iki farklı değerlendirme yapıldı. Örnekler ilk değerlendirmede çatlak var/çatlak yok yönünden; ikinci değerlendirmede ise çatlak yok, tamamlanmış çatlak ve diğer defektlerin (tamamlanmamış çatlak ve çizgisel çatlak) varlığı yönünden incelendi.



**Şekil 3.17.** Örnekleri incelemek için kullanılan stereomikroskop.

### 3.8. İstatistiksel analizler

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS 22.0 (IBM SPSS) paket programıyla değerlendirildi. İki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek için Cohen-Kappa istatistiği kullanıldı. Gruplar arası ilişkinin belirlenmesi için Khi-Kare testlerinden Likelihood Ratio istatistiğinden yararlanıldı. Önemlilik değeri 0,05'in altında olduğunda sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. ( $p < ,05$ )



#### 4. BULGULAR

Farklı kinematiklerin kök kanal preparasyonu sırasında dentin çatlağı oluşması üzerine etkilerinin incelendiği çalışmamız sonucunda, kontrol grubu haricinde diğer tüm gruplardaki örneklerde dentin çatlağı tespit edildi.

İki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek amacıyla Cohen-Kappa istatistiği kullanılarak apikal, orta ve koronal üçlüde oluşan çatlak değerlendirmeleri açısından çok yüksek uyumlu oldukları görüldü (Tablo 4.1 ve 4.2).

**Tablo 4.1.** Çatlak var/Çatlak yok açısından değerlendirmede iki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek amacıyla yapılan Cohen-Kappa test sonuçları.

| Puanlama Türü         | Çatlak Oluşan Bölge Puanlaması | Kappa ( $\kappa$ ) | p     |
|-----------------------|--------------------------------|--------------------|-------|
| Çatlak Var/Çatlak Yok | Apikal Üçlü                    | ,872               | ,000* |
|                       | Orta Üçlü                      | ,944               | ,000* |
|                       | Koronal Üçlü                   | ,975               | ,000* |
| *p < ,05 anlamlı      |                                |                    |       |

**Tablo 4.2.** Çatlak yok/Tamamlanmış çatlak/Diğer Defektler açısından değerlendirmede iki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek amacıyla yapılan Cohen-Kappa test sonuçları.

| Puanlama Türü      | Çatlak Oluşan Bölge Puanlaması | Kappa ( $\kappa$ ) | p     |
|--------------------|--------------------------------|--------------------|-------|
| Çatlak Yok         | Apikal Üçlü                    | ,876               | ,000* |
| Tamamlanmış Çatlak | Orta Üçlü                      | ,974               | ,000* |
| Diğer Defektler    | Koronal Üçlü                   | 1,000              | ,000* |
| *p < ,05 anlamlı   |                                |                    |       |

#### 4.1. Kesit Seviyesine Göre Bulgular

##### 4.1.1. Apikal Üçlü (3 mm) Seviyesindeki Bulgular

Apikal üçlü seviyesine ait bulgular Tablo 4.3 ve 4.4'te gösterildi.

**Tablo 4.3.** Apikal üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelерinin (%) gruplara göre dağılımı.

| Grup (n=10)         | Çatlak Yok |       | Çatlak Var |      | Likelihood Ratio | p    |
|---------------------|------------|-------|------------|------|------------------|------|
|                     | n          | %     | n          | %    |                  |      |
| Kontrol Grubu       | 10         | 100,0 | 0          | 0,0  | 9,238            | ,416 |
| Devamlı Rotasyon    | 9          | 90,0  | 1          | 10,0 |                  |      |
| Resiprokal Rotasyon | 7          | 70,0  | 3          | 30,0 |                  |      |
| Adaptif Hareket     | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OTR 180°            | 10         | 100,0 | 0          | 0,0  |                  |      |
| OTR 240°            | 9          | 90,0  | 1          | 10,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 240°   | 9          | 90,0  | 1          | 10,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 240°    | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 180°   | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 180°    | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |

**Tablo 4.4.** Apikal üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelерinin gruplara göre dağılımı.

| Grup (n=10)         | Tamamlanmış Çatlak |      | Diğer Defektler |      | Likelihood Ratio | p    |
|---------------------|--------------------|------|-----------------|------|------------------|------|
|                     | n                  | %    | n               | %    |                  |      |
| Kontrol Grubu       | 0                  | 0,0  | 0               | 0,0  | 18,123           | ,448 |
| Devamlı Rotasyon    | 1                  | 10,0 | 0               | 0,0  |                  |      |
| Resiprokal Rotasyon | 1                  | 10,0 | 2               | 20,0 |                  |      |
| Adaptif Hareket     | 1                  | 10,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| OTR 180°            | 0                  | 0,0  | 0               | 0,0  |                  |      |
| OTR 240°            | 0                  | 0,0  | 1               | 10,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 240°   | 0                  | 0,0  | 1               | 10,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 240°    | 1                  | 10,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 180°   | 0                  | 0,0  | 2               | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 180°    | 2                  | 20,0 | 0               | 0,0  |                  |      |

Apikal üçlü seviyesinde yapılan her iki değerlendirmede de kontrol ve OTR 180° grubunda herhangi bir dentin çatlağı oluşumuna rastlanmazken diğer gruplarda

dentin çatlağı oluşumuna rastlandı. Devamlı rotasyon (1), OGP 90° + OTR 180° (2) gruplarında sadece tamamlanmış çatlak oluşumuna rastlanırken OTR 240° (1), OGP 240° + OTR 240° (1), OGP 240 + OTR 180° (2) kinematiklerinin kullanıldığı gruplarda ise sadece diğer defekt oluşumu gözlemlendi. Resiprokal Rotasyon, Adaptif Hareket ve OGP 90° + OTR 240° gruplarının apikal bölge kesitlerinin inceleme sonucunda ise hem tamamlanmış çatlak hem de diğer defektler içeren numuneler olduğu görüldü. Apikal 3 mm'lik kesitte en fazla dentin çatlağı resiprokal rotasyon hareketinin kullanıldığı grupta tespit edildi. Yapılan istatistiksel değerlendirmede Khi-kare testi sonuçlarına göre apikal üçlü seviyesinde dentin çatlağı oluşumu açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p > ,05$ ).

#### 4.1.2. Orta Üçlü (6 mm) Seviyesindeki Bulgular

Orta üçlü seviyesindeki bulgular Tablo 4.5 ve 4.6'da gösterildi.

**Tablo 4.5.** Orta üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı.

| Grup<br>(n=10)      | Çatlak Yok |       | Çatlak Var |      | Likelihood Ratio | p    |
|---------------------|------------|-------|------------|------|------------------|------|
|                     | n          | %     | n          | %    |                  |      |
| Kontrol Grubu       | 10         | 100,0 | 0          | 0,0  | 11,924           | ,218 |
| Devamlı Rotasyon    | 5          | 50,0  | 5          | 50,0 |                  |      |
| Resiprokal Rotasyon | 6          | 60,0  | 4          | 40,0 |                  |      |
| Adaptif Hareket     | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OTR 180°            | 7          | 70,0  | 3          | 30,0 |                  |      |
| OTR 240°            | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 240°   | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 240°    | 9          | 90,0  | 1          | 10,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 180°   | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 180°    | 7          | 70,0  | 3          | 30,0 |                  |      |

**Tablo 4.6.** Orta üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı.

| Grup<br>(n=10)             | Tamamlanmış<br>Çatlak |      | Diğer<br>Defektler |      | Likelihood Ratio | p    |
|----------------------------|-----------------------|------|--------------------|------|------------------|------|
|                            | n                     | %    | n                  | %    |                  |      |
| <b>Kontrol Grubu</b>       | 0                     | 0,0  | 0                  | 0,0  | 26,162           | ,096 |
| <b>Devamlı Rotasyon</b>    | 4                     | 40,0 | 1                  | 10,0 |                  |      |
| <b>Resiprokal Rotasyon</b> | 3                     | 30,0 | 1                  | 10,0 |                  |      |
| <b>Adaptif Hareket</b>     | 1                     | 10,0 | 1                  | 10,0 |                  |      |
| <b>OTR 180°</b>            | 0                     | 0,0  | 3                  | 30,0 |                  |      |
| <b>OTR 240°</b>            | 1                     | 10,0 | 1                  | 10,0 |                  |      |
| <b>OGP 240° OTR 240°</b>   | 0                     | 0,0  | 2                  | 20,0 |                  |      |
| <b>OGP 90° OTR 240°</b>    | 1                     | 10,0 | 0                  | 0,0  |                  |      |
| <b>OGP 240° OTR 180°</b>   | 0                     | 0,0  | 2                  | 20,0 |                  |      |
| <b>OGP 90° OTR 180°</b>    | 1                     | 10,0 | 2                  | 20,0 |                  |      |

Orta üçlü seviyesinde, apikal üçlüde olduğu gibi kontrol grubunda dentin çatlağı gözlenmezken diğer tüm gruplarda çatlak oluştuğu görüldü. OGP 90° + OTR 240° kinematiğinin kullanıldığı grupta sadece 1 örnekte tamamlanmış çatlak gözlenirken OTR 180°, OGP 240° + OTR 240°, OGP 240° + OTR 180° gruplarında yalnızca diğer defekt varlığı gözlemlendi. Devamlı rotasyon, resiprokal rotasyon, adaptif hareket, OTR 240°, OGP 90° + OTR 180° kinematikleriyle prepare edilen örneklerde ise hem tamamlanmış çatlak hem de diğer defekt belirlendi. Orta üçlü seviyesinde sırasıyla en çok dentin çatlağı oluşumu devamlı rotasyon ve resiprokal rotasyon hareketinde görüldü. Fakat Khi-kare testi sonuçlarına göre orta üçlü seviyesinde dentin çatlağı açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p > ,05$ ).

#### 4.1.3. Koronal Üçlü (9 mm) Seviyesindeki Bulgular

Koronal üçlü seviyesindeki bulgular Tablo 4.7 ve 4.8’de gösterildi.

**Tablo 4.7.** Koronal üçlü seviyesinde dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelерinin (%) gruplara göre dağılımı.

| Grup<br>(n=10)      | Çatlak Yok |       | Çatlak Var |      | Likelihood Ratio | p    |
|---------------------|------------|-------|------------|------|------------------|------|
|                     | n          | %     | n          | %    |                  |      |
| Kontrol Grubu       | 10         | 100,0 | 0          | 0,0  | 11,728           | ,229 |
| Devamlı Rotasyon    | 6          | 60,0  | 4          | 40,0 |                  |      |
| Resiprokal Rotasyon | 5          | 50,0  | 5          | 50,0 |                  |      |
| Adaptif Hareket     | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OTR 180°            | 6          | 60,0  | 4          | 40,0 |                  |      |
| OTR 240°            | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 240°   | 8          | 80,0  | 2          | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 240°    | 6          | 60,0  | 4          | 40,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 180°   | 7          | 70,0  | 3          | 30,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 180°    | 7          | 70,0  | 3          | 30,0 |                  |      |

**Tablo 4.8.** Koronal üçlü seviyesinde tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelерinin gruplara göre dağılımı.

| Grup<br>(n=10)      | Tamamlanmış<br>Çatlak |      | Diğer Defektler |      | Likelihood Ratio | p    |
|---------------------|-----------------------|------|-----------------|------|------------------|------|
|                     | n                     | %    | n               | %    |                  |      |
| Kontrol Grubu       | 0                     | 0,0  | 0               | 0,0  | 17,694           | ,476 |
| Devamlı Rotasyon    | 3                     | 30,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| Resiprokal Rotasyon | 4                     | 40,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| Adaptif Hareket     | 1                     | 10,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| OTR 180°            | 3                     | 30,0 | 1               | 10,0 |                  |      |
| OTR 240°            | 2                     | 20,0 | 0               | 0,0  |                  |      |
| OGP 240° OTR 240°   | 2                     | 20,0 | 0               | 0,0  |                  |      |
| OGP 90° OTR 240°    | 2                     | 20,0 | 2               | 20,0 |                  |      |
| OGP 240° OTR 180°   | 1                     | 10,0 | 2               | 20,0 |                  |      |
| OGP 90° OTR 180°    | 2                     | 20,0 | 1               | 10,0 |                  |      |

Bu seviyede kontrol grubunda herhangi bir dentin çatlağı oluşumuna rastlanmazken diğer gruplarda çatlak oluşumuna rastlandı. OTR 240° ve OGP 240° + OTR 240° kinematiği kullanılan gruplarda sadece tamamlanmış çatlak oluşumuna

rastlanırken tek başına diğer defektlerin olduğu bir grubun mevcut olmadığı görüldü. Geri kalan diğer tüm gruplarda ise hem tamamlanmış çatlak hem de diğer defektlerin oluşumu gözlemlendi. En fazla çatlak varlığı, apikal kesitte olduğu gibi Resiprokal rotasyon hareketinin kullanıldığı grupta gözlemlendi. Khi-kare testi sonuçlarına göre koronal üçlü seviyesinde dentin çatlağı oluşumu açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p > ,05$ ).

#### 4.2. Kesit Seviyeleri Dikkate Alınmadan Tüm Grupların Dentin Çatlağı Açısından Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler Tablo 4.9 ve 4.10’da gösterildi.

**Tablo 4.9.** Kesit seviyeleri dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen kesit sayı (n) ve yüzdelerinin (%) gruplara göre dağılımı.

| Grup (n=30)         | Çatlak Yok |       | Çatlak Var |      | $X^2$  | p     |
|---------------------|------------|-------|------------|------|--------|-------|
|                     | n          | %     | n          | %    |        |       |
| Kontrol Grubu       | 30         | 100,0 | 0          | 0,0  | 17,699 | ,039* |
| Devamlı Rotasyon    | 20         | 66,7  | 10         | 33,3 |        |       |
| Resiprokal Rotasyon | 18         | 60,0  | 12         | 40,0 |        |       |
| Adaptif Hareket     | 24         | 80,0  | 6          | 20,0 |        |       |
| OTR 180°            | 23         | 76,7  | 7          | 23,3 |        |       |
| OTR 240°            | 25         | 83,3  | 5          | 16,7 |        |       |
| OGP 240° OTR 240°   | 25         | 83,3  | 5          | 16,7 |        |       |
| OGP 90° OTR 240°    | 23         | 76,7  | 7          | 23,3 |        |       |
| OGP 240° OTR 180°   | 23         | 76,7  | 7          | 23,3 |        |       |
| OGP 90° OTR 180°    | 22         | 73,3  | 8          | 26,7 |        |       |

\*p < ,05 anlamlı

**Tablo 4.10.** Kesit seviyeleri dikkate alınmadan tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen kesit sayısı (n) ve yüzdelerinin gruplara göre dağılımı

| Grup (n=30)                | Tamamlanmış Çatlak |      | Diğer Defektler |      | Likelihood Ratio | p            |
|----------------------------|--------------------|------|-----------------|------|------------------|--------------|
|                            | n                  | %    | n               | %    |                  |              |
| <b>Kontrol Grubu</b>       | 0                  | 0,0  | 0               | 0,0  | <b>31,198</b>    | <b>,027*</b> |
| <b>Devamlı Rotasyon</b>    | 7                  | 23,3 | 3               | 10,0 |                  |              |
| <b>Resiprokal Rotasyon</b> | 8                  | 26,7 | 4               | 13,3 |                  |              |
| <b>Adaptif Hareket</b>     | 3                  | 10,0 | 3               | 10,0 |                  |              |
| <b>OTR 180°</b>            | 3                  | 10,0 | 4               | 13,3 |                  |              |
| <b>OTR 240°</b>            | 3                  | 10,0 | 2               | 6,7  |                  |              |
| <b>OGP 240° OTR 240°</b>   | 2                  | 6,7  | 3               | 10,0 |                  |              |
| <b>OGP 90° OTR 240°</b>    | 4                  | 13,3 | 3               | 10,0 |                  |              |
| <b>OGP 240° OTR 180°</b>   | 1                  | 3,3  | 6               | 20,0 |                  |              |
| <b>OGP 90° OTR 180°</b>    | 5                  | 16,7 | 3               | 10,0 |                  |              |

\*p < ,05 anlamlı

Kontrol grubunda dentin çatlağına rastlanmazken diğer tüm gruplarda çatlak oluşumuna rastlandı. Tüm grupların karşılaştırılmasında kullanılan Khi-kare testi sonuçlarına göre çatlak varlığı açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < ,05$ ). Resiprokal rotasyon ve devamlı rotasyon hareketlerinin kullanıldığı gruplarda dentin çatlağı varlığı diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. Fakat bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Tamamlanmış çatlak oluşumu açısından da resiprokasyon ve devamlı rotasyon gruplarının diğer gruplardan anlamlı derecede farklı olduğu görüldü. Diğer defekt varlığına bakıldığında ise OGP 240° + OTR 180° kinematiğinin kullanıldığı gruptaki defekt yüzdesi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ( $p < ,05$ ).

### 4.3. Gruplar Dikkate Alınmadan Tüm Kesit Seviyelerinin Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler Tablo 4.11 ve 4.12’de gösterildi.

**Tablo 4.11.** Gruplar dikkate alınmadan dentin çatlağı gözlenen ve gözlenmeyen diş sayı (n) ve yüzdelerinin (%) kesit seviyelerine göre dağılımı.

|                                   |                  |            | n  | %    |
|-----------------------------------|------------------|------------|----|------|
| <b>Toplam<br/>Diş<br/>(n=100)</b> | <b>Apikal</b>    | Çatlak Yok | 76 | 84,4 |
|                                   |                  | Çatlak Var | 14 | 15,6 |
|                                   | <b>Orta Üçlü</b> | Çatlak Yok | 66 | 73,3 |
|                                   |                  | Çatlak Var | 24 | 26,7 |
|                                   | <b>Koronal</b>   | Çatlak Yok | 61 | 67,8 |
|                                   |                  | Çatlak Var | 29 | 32,2 |

**Tablo 4.12.** Gruplar dikkate alınmadan tamamlanmış çatlak veya diğer defekt gözlenen diş sayı (n) ve yüzdelerinin kesit seviyelerine göre dağılımı.

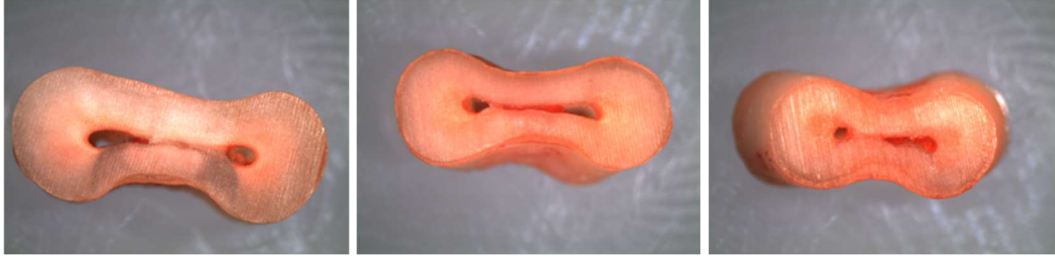
|                                   |                  |                    | n  | %    |
|-----------------------------------|------------------|--------------------|----|------|
| <b>Toplam<br/>Diş<br/>(n=100)</b> | <b>Apikal</b>    | Çatlak Yok         | 76 | 84,4 |
|                                   |                  | Tamamlanmış Çatlak | 5  | 5,6  |
|                                   |                  | Diğer Defektler    | 9  | 10,0 |
|                                   | <b>Orta Üçlü</b> | Çatlak Yok         | 66 | 73,3 |
|                                   |                  | Tamamlanmış Çatlak | 11 | 12,2 |
|                                   |                  | Diğer Defektler    | 13 | 14,4 |
|                                   | <b>Koronal</b>   | Çatlak Yok         | 61 | 67,8 |
|                                   |                  | Tamamlanmış Çatlak | 20 | 22,2 |
|                                   |                  | Diğer Defektler    | 9  | 10,0 |

Deney grupları göz ardı edildiğinde en az defekt varlığı toplam 100 apikal, 100 orta ve 100 koronal örneklem içerisinde 14 örnek ile 3 mm kesit seviyesinde, ardından 24 örnek ile 6 mm kesit seviyesinde bulunurken en fazla defekt varlığı ise 29 örnek ile 9 mm kesit seviyesinde gözlemlendi. Defektler kategorize edildiğinde yine en az tamamlanmış çatlak 5 örnek ile apikalde, ardından 11 örnek ile orta üçlüde ve en çok tamamlanmış çatlak varlığı ise 20 örnek ile koronalde gözlemlendi. Diğer defekt oluşumu en fazla 13 defekt ile orta üçlü kesitlerinde karşımıza çıkarken koronal ve apikal üçlü seviyelerinde 10 defekt varlığıyla eşitlik söz konusudur.

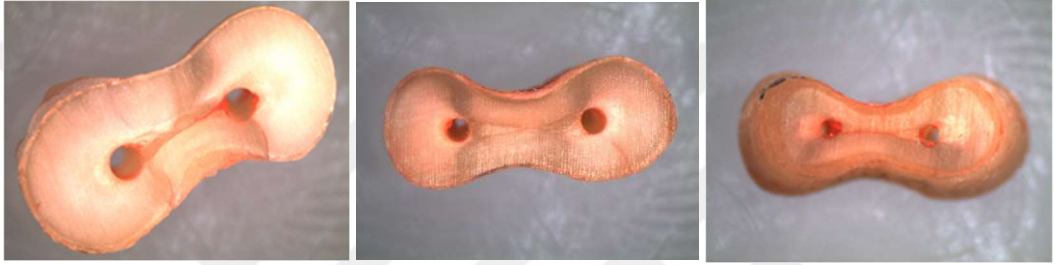
Ki-kare testi sonucu yapılan değerlendirmeye göre dentin çatlağı varlığı açısından apikal, orta ve koronal kesitler arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p > ,05$ ).

#### 4.4. Örneklerden Elde Edilen Stereomikroskop Görüntüleri

Sırasıyla koronal, orta ve apikal üçlü kesit görüntüleri Şekil 4.1-4.10'da gösterildi.



Şekil 4.1. Kontrol grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



Şekil 4.2. Devamlı rotasyon grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



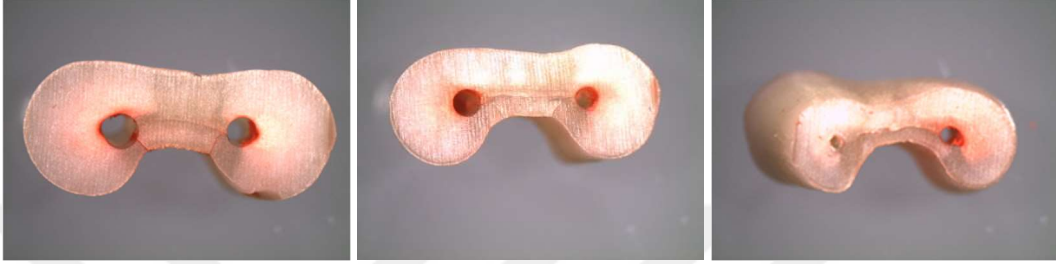
Şekil 4.3. Resiprokal rotasyon grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



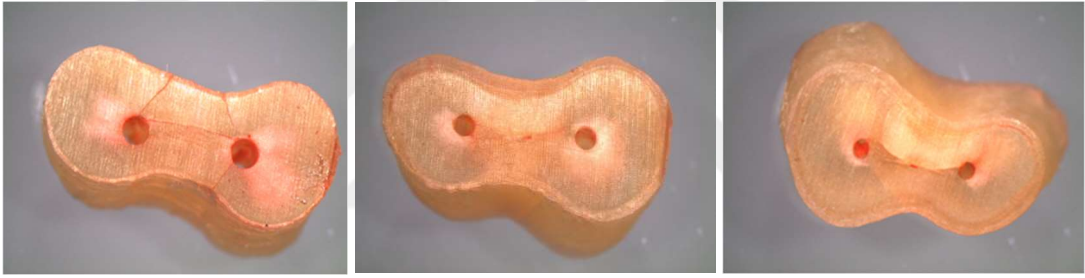
Şekil 4.4. Adaptif hareket grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



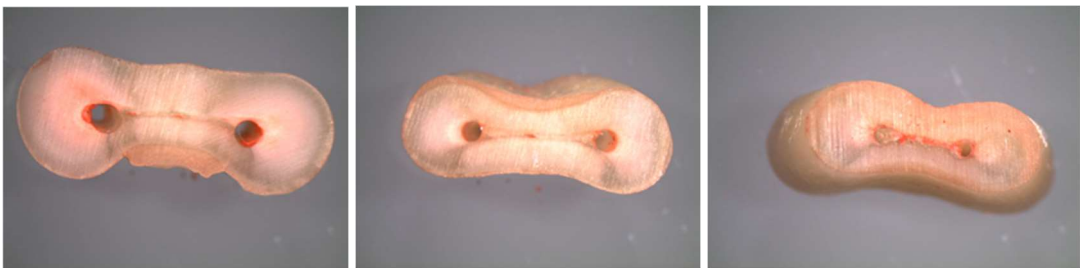
Şekil 4.5. OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



Şekil 4.6. OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



Şekil 4.7. OGP 240° + OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



Şekil 4.8. OGP 90° + OTR 240° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



**Şekil 4.9.** OGP 240° + OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.



**Şekil 4.10.** OGP 90° + OTR 180° grubuna ait stereomikroskop görüntü örnekleri.

## 5. TARTIŞMA

Kök kanallarından enfekte dokunun temizlenmesi, kök kanallarının şekillendirilmesi, biyouyumlu bir materyalle doldurulması, uygun koronal restorasyonun yapılması sonucunda dişin ağızda kalım süresinin arttırılmaya çalışılması kök kanal tedavisinde başarıyı oluşturan etmenlerdir (139). Kök kanal tedavisinin tüm basamakları endodontik başarı değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Bunlardan biri de kendisinden sonra gelecek tüm basamakları önemli ölçüde etkileyen kök kanallarının şekillendirilmesi işlemidir (121). Kök kanal şekillendirilmesi sırasında transportasyon, perforasyon, alet kırılması gibi birçok komplikasyonla karşı karşıya kalınabilir. Dentinde mikro çatlak ya da kırık oluşumu da mekanik şekillendirme işlemleri esnasında oluşabilecek en önemli komplikasyonlar arasındadır (5-7, 140). Bu durum dişin prognozunu önemli ölçüde etkilemekte hatta dişin kaybıyla sonuçlanmaktadır (119). Endodontik tedavide, son yıllarda şekillendirme yapılırken klinisyenler tarafından sıkça kullanılan döner sistemler; tedavi süresinin kısaltılması, kök kanal preparasyonun daha etkili ve doğru olarak yapılabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Gelişen teknolojiyle beraber günümüzde birçok farklı Ni-Ti döner ege sistemi kullanıma sunulmuştur (31).

Ni-Ti döner ege sistemleriyle yapılan kök kanal şekillendirme işlemleri esnasında kök dentininde mikro çatlak veya kırık oluşumuna neden olabilecek boyutlarda stres artışı yaşanabilmektedir. Çalışmamızda farklı döner sistem kinematikleri kullanılarak yapılan şekillendirme işlemi esnasında dentinde meydana gelebilecek mikro çatlakların incelenmesi hedeflenmiştir.

Dentin çatlağı oluşumuyla ilgili çalışmalar incelendiğinde, dişlerin saklama koşulları arasında farklılıklar göze çarpmaktadır. Laboratuvar ortamında tam olarak klinik şartların sağlanması, farklılıkların elimine edilmesi ve dış etkenlerin elde edilen sonuca etkisinin önlenmesi imkânsızdır (141). Özellikle mekanik özelliklerin ön planda tutulduğu çalışmalarda örneklerin hazırlanması, elde edilme yöntemleri, öncesi ve sonrası saklama koşulları sonucu önemli ölçüde değiştirebilir.

Dentinin mekaniksel özellikleri özellikle de kırılma direnci, hidratasyon miktarından önemli derecede etkilenir (142). Yapılan bir çalışmada farklı saklama solüsyonlarının mine ve dentin sertlik değerleri üzerine etkileri incelenmiş ve % 0,1'lik tymol solüsyonun, de-iyonize suyun, % 0,2'lik glutaraldehitin, HBSS'nin (Hanks'

Balanced Salt Solution) ve % 0,1'lik NaOCl'nin içinde bekletilen örneklerin yapısında 2 aya kadar anlamlı derecede değişim olmadığı görülmüştür (143). Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda örnekler distile su içerisinde saklanmış ve bulundukları ortam haftada bir kez tazelenmiştir (144).

İn-vitro ortam koşulları, klinik şartlara kıyasla dişin doğal ortamının tam olarak oluşturulmasına imkân vermemektedir (145). Laboratuvar ortamında klinik durum her ne kadar taklit edilmeye çalışılsa da dış etkenlerin sonuca etkisini ortadan kaldırmak mümkün olamamaktadır (129). Periodontal ligamet viskoelastik özellikleri nedeniyle dişin üzerine gelen çiğneme kuvvetlerini ve herhangi bir sebeple oluşabilecek stresleri absorbe edici önemli göreve sahiptir. Periodontal ligamentin in-vitro taklit edilmediği çalışmalar mevcut olduğu gibi (146, 147) aksine dişin doğal yapısına en yakın ortamı oluşturabilmek için periodontal ligamentin taklit edilmeye çalışıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur (124, 148-153). Bortoluzzi ve ark. (154) çatlak oluşumunu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu bildirmişlerdir. Çapar ve ark. (120) yaptıkları bir çalışmada, dişleri akriliğin içerisine gömmeden önce alüminyum folyo ile sarmış ve daha sonra alüminyum folyonun oluşturduğu boşluğu light body silikon ölçü maddesiyle doldurarak periodontal ligamenti in-vitro olarak modele aktarmayı hedeflemişlerdir. Wilcox ve ark. (119) da bu metodu kullanmışlardır. Çalışmamızda periodontal ve çevre kemik dokuların taklidi amacıyla aynı düzenek oluşturulmuştur. Dişlerin önce akrilik bloklara gömülmesi, ardından alüminyum folyonun yarattığı boşluklara periodontal ligamentin taklidi amacıyla silikon ölçü materyalinin yerleştirilmesi işleminde akrilik sayesinde preparasyon ve irrigasyon prosedürleri sırasında stabilizasyon artırılmış, örnekler daha dirençli hale getirilmiştir. Silikon ölçü materyali sayesinde ise stres dağılımı kliniğe benzer şekilde modele aktarılmaya çalışılmıştır.

Adorno ve ark. (155) ve Liu ve ark. (131) yapmış oldukları dentin kırığı çalışmalarında dişleri akrilik rezin içerisine gömmüşler ve periodontal ligament taklidi için silikon ölçü materyali kullanmışlardır. Düzenek hazırlanırken dişlerin 2-3 mm'lik apikal kısımlarını dehidrasyonu önlemek ve kronik apikal periodontitisi taklit etmek amacıyla su içerisinde bırakmışlardır. Klinikte karşılaşılan ve kanal tedavisi gerekliliği olan vakalar incelendiğinde, periodontal ligament ve çevre kemik dokusu sağlıklı olan hastalar azımsanmayacak kadar fazladır. Bu sebeple çalışmamızda periodontal

ligament apikal bölgede tam kemik desteği sağlayacak şekilde modele aktarılmıştır. Dehidrasyonu engellemek amacıyla da modeller preparasyon işlemlerinin hemen öncesinde hazırlanmış ve preparasyon tamamlandıktan sonra yine distile su içerisine konulmuştur.

Dentinde mikro çatlak oluşumu üzerine yapılan çalışmalarda birçok metodolojik farklılıklar mevcuttur. Kök kanal morfolojileri dentin üzerinde çatlak oluşumuna etki eden faktörler arasındadır (156). Literatürde çoğunlukla tek kök tek kanal anatomisine sahip (122, 129, 131, 144, 155, 157, 158) dişler çatlak/kırık oluşumu açısından incelenirse de çalışmamızda olduğu gibi molar dişlerle yapılmış çalışmalar da mevcuttur (123, 159-164).

De-Deus ve ark. (161) yaptıkları bir çalışmada mandibular molar dişlerin mezial kanallarını kullanmışlardır. Bu kanalların, mekanik hazırlık sırasında dentin yüzeyinde daha fazla strese neden olabilecek ve sonuç olarak çatlak oluşturma potansiyelini artırabilecek daraltılmış bir anatomik konfigürasyona sahip olduğunu savunmuşlar ve bu anatomik özelliğin bile enstrümantasyona bağlı herhangi bir dentin defektine sebep olmadığını bildirmişlerdir.

Yoldaş ve ark.nın (121) yaptıkları bir çalışmada mandibular birinci molar dişlerin mezial köklerinin hem meziobukkal hem de meziolingual kanalları kullanılmıştır. Anatomik yapısı gereği köklerin tekrarlanan (2 kez) enstrümantasyonunun da çalışmada defekt oranlarını arttırabileceği göz önünde bulundurulmuştur.

Çalışmamızda mandibular birinci molar dişlerin mezial kökleri kullanılmıştır. Bu dişler meziodistal yönde ince dentin duvarlarına sahip olduklarından vertikal kök fraktürü oluşumuna daha yatkındırlar. Bu nedenle elde edilecek bulguların, farklı kinematiklerin çatlak oluşumu üzerine etkilerinin klinik kullanımları açısından daha doğru yönlendirme yapacağını düşünmekteyiz.

Kök dentininde şekillendirme esnasında çatlak oluşumunu etkileyen faktörlerden biri de seçilen dişlerin kök kanal eğimleridir. Sonlu eleman analizinin kullanıldığı bir çalışmada, eğimli kök kanallarının döner enstrümantasyonunun, Ni-Ti aletlerin tasarımına bağlı olarak en kavisli orta kök kanal duvarı alanında stres konsantrasyonlarına neden olduğu bildirilmiştir (13). Ayrıca Ni-Ti kök kanal eğeleri, değişen sıkışma ve gerilimin neden olduğu döngüsel yorgunluk nedeniyle eğimli kök

kanallarının hazırlanması sırasında strese maruz kalmaktadır. Eğe üzerinde artan stres eğenin deformasyonuna, kırılmasına ya da dentinde çatlak oluşumuna neden olabilmektedir. Çekme ve basma gerilmeleri bükülme momentiyle orantılı olarak artar ve kanal eğriliğinin hem derecesi hem de yarıçapı aletlerin gerilimi üzerinde etkilidir (165).

Kök kanal eğiminden bağımsız, örneklem olarak molar diş kullanılan çalışmalarda standizasyonu sağlamak amacıyla ya ciddi kök kanal eğimine sahip dişler çalışma dışı bırakılmış (121, 123) ya da moderate kurvatüre sahip dişler çalışmaya dahil edilmiştir (159-161, 164).

Çalışmamızda kullanılan alt birinci molar dişlerin mezial köklerinden bukkolingual yönde radyograflar alınarak Schneider (10°-25° arası) metoduna göre kök kanal kurvatür açıları (137), Schäfer (5-25 mm arası) metoduna göre de kök kanal kurvatür yarıçapları hesaplanmıştır (138). Moderate kurvatüre sahip dişler çalışmaya dahil edilmiştir (166).

Diş çekimi sırasında uygulanan kuvvetler sebebiyle dişin üzerinde çatlak alanlar oluşabilmektedir (120). Bu olasılığın çalışmamızın sonucunu etkilemesini engellemek amacıyla çalışmaya dahil edilecek olan tüm dişler öncelikle stereomikroskop altında 8x büyütmede incelenmiştir. İnceleme sonucunda üzerinde çatlak, kırık, defekt bulunan dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

Çalışmamızda bir tanesi kontrol grubu olmak üzere 10 grup oluşturularak her gruptaki örnek sayısı eşit olarak dağıtılmıştır. Çalışma öncesinde standizasyonu sağlamak amacıyla tüm örnekler aynı saklama koşullarına tabi tutulmuştur. Örnekler bir web programı kullanılarak gruplara rastgele dağıtılmıştır. Bu sebeple gruplar arasında çalışmanın sonucunu etkileyecek bir farklılık oluşmadığı kanısındayız.

Kök kanallarının kimyasal olarak temizliğinde kullanılan irrigasyon solüsyonlarının kök dentinin fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirebildiği pek çok çalışma tarafından kanıtlanmıştır (167-169). Sim ve ark. (10) yapmış oldukları bir çalışmada NaOCl solüsyonunun dentinin elastik modülünü ve esneklik kabiliyetini azaltıcı etkisi bulunduğunu belirtmişlerdir. Düşük konsantrasyonlarda ise bu sorunla karşılaşmamaktadır. Benzer bir çalışmada Zapparoli ve ark. (149) NaOCl ve EDTA irrigasyon solüsyonlarının, kök dentininin mikrosertliğini anlamlı derecede düşürdüğünü bildirmişlerdir. Marender ve ark. (150) ise su, %1, %5 ve %9'luk

NaOCl konsantrasyonunun dentinin mekanik, kimyasal ve yapısal özellikleri üzerine etkisini araştırmışlar, su ve %1'lik NaOCl solüsyonunun dentinin elastik modülü ve esneklik dayanımında önemli derecede değişikliğe neden olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise şekillendirme sırasında tüm gruplarda eşit miktarda klinikte sıklıkla tercih edilen %2,5'lik NaOCl ve %17'lik EDTA solüsyonuyla irrigasyon yapılmış ve son yıkama solüsyonu olarak distile su kullanılmıştır.

Dentinde oluşabilecek bir çatlak, dentin duvarından kanal lümenine ulaşabileceğinden dentin yüzeyinin doğrudan görüntülenmesini sağlayabilmek için numunelerden yatay kesitler almak gereklidir (8). Çalışmamızda örneklerden apikal, orta ve koronal olmak üzere horizontal doğrultuda kök apeksinden 3, 6 ve 9 mm uzaklıkta kesitler alınmıştır. İzomet hassas kesme cihazıyla düşük hızda su soğutması altında çalışılmıştır. Birçok araştırmacı da mikro çatlak oluşumunu değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarda kesit alma işlemi için Isomet cihazını kullanmışlardır (14, 170). Fakat kesit alınması işleminin, dişin doğal anatomisini bozan ve mikro çatlak oluşumuna neden olabilecek bir işlem olduğu da göz önünde bulundurulması gereken bir ektendir. Daha önce yapılan çalışmalarda, üzerinde herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubundan kesit alınması işlemi sonrasında mikro çatlak oluşumu rapor edilmemiştir (122, 124, 144, 171). Çalışmamızda kontrol grubundaki dişlerde herhangi bir çatlak tespit edilmemesi, örnekleri hazırlamak için kullanılan kesme metodunun çatlak oluşumu üzerine herhangi bir etkisi olmadığını göstermiştir. Kontrol grubuna ait bulgular diğer çalışmalara benzerlik göstermektedir.

Literatürde kök kanal şekillendirmesi için çalışma boyunun belirlenmesi ve şekillendirmenin apikal foramene olan mesafesinin mikro çatlak oluşumu üzerine etkileri konusunda halen bir fikir birliğine varılamamıştır. Wu ve ark. (172) şekillendirmenin, vital dişlerde 2-3 mm, enfekte kök kanallarına sahip dişlerde ise 0-2 mm apeksin gerisinde olması gerektiğini savunmaktadırlar. Souza ve ark. (173) ise özellikle periapikal lezyona sahip dişlerde, şekillendirmenin apikal foramenin 1-2 mm kadar ilerisinde bitirilmesi gerektiğini bildirmiştir. Adorno ve ark.nın (124) farklı döner eğe sistemlerini farklı çalışma boylarında kullanarak apikal bölgede oluşan mikro çatlakları inceledikleri çalışmalarında, apikal foramen 1 mm geride çalışılarak yapılan genişletme sonucunda apikal bölgede daha az defektle karşılaşıldığını, apikal foramen seviyesinde veya 1 mm daha apikalde yapılan genişletme

işlemlerinin 2 kat daha fazla defekt oluşturduğu sonucuna varılmıştır. Araştırmacılar bu çalışmada apikal foramen veya apikal foramenin 1 mm ilerisinde şekillendirme yapıldığında NaOCl'nin apeksin dışına taşıdığı ve bu durumun mikro çatlak oluşma ihtimalini arttırdığını bildirmişlerdir. Farklı bir çalışma sonucunda ise apikal foramenden 1 mm geride genişletme yapılan grupta daha düşük oranda defekt varlığına rastlanmıştır (131).

Çalışmamızda kullanılan örneklerde kök kanallarının biyomekanik şekillendirilmesi işleminde diğer birçok çalışmada olduğu gibi çalışma boyu apeksin 1 mm gerisinde belirlenmiştir (121, 122, 144). Apikal foramenin ilerisinde şekillendirme yapılması apikal çapın anatomik yapısını bozacağı ve apikal bölgede mikro çatlak oranını arttıracığından dolayı tercih edilmemiştir.

Kök kanallarının biyomekanik şekillendirilmesinde apikal bölüm kritik alan olarak kabul edilir (151). Apikal şekillendirme boyutu, dişin anatomik yapısı gereği farklılık göstereceğinden tam bir fikir birliğine varılamamıştır. Apikal şekillendirme boyutunun seçilmesinde şekillendirmenin enfekte dentini uzaklaştırması ve aynı zamanda kök dentinini koruyucu genişlikte olması gerekliliği bilinmektedir (124). Büyük numaralı eğeler daha fazla enfekte dentin kaldırmada etkiliyken küçük numaralı eğeler dentin yapısını daha çok koruyarak şekillendirme yapılmasını sağlar (119, 174). Saini ve ark. (175) farklı apikal genişletme miktarlarının kök kanal tedavisinin başarısının üzerine etkilerini araştırdıkları bir çalışmada, apikade sıkışan ilk eğeden sonra 3 boy büyük eğeye kadar genişletmenin ideal olduğunu, apikal boyutun daha fazla genişletilmesinin kök kanal tedavisinin başarısına katkı sağlamayacağını bildirmişlerdir. Bunun aksine Weiger ve ark. (176) kök kanallarının, apikale uyumlu ilk eğeden sonra 6-8 boy büyük eğelerle şekillendirilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir. Fakat apikal genişliğin artmasının dentinde mikro çatlak oluşumunu artırdığı da göz ardı edilmemelidir (177).

Mandibular birinci molar dişlerin mezial kanalları genellikle dar ve eğimli bir kök yapısına sahiptir. Bu dişlerde yapılan genişletme işleminde büyük boy eğeler kullanıldığında kökte perforasyon oluşumu ve dentinde daha fazla mikro çatlak meydana gelebilir. Bu nedenle çalışmamızda tüm gruplarda apikal bölgeyi korumak ve preparasyon hatalarına neden olmamak amacıyla çalışma boyunda yapılan son genişletmede 25 numaralı enstrümanlar kullanılmıştır. Dentinde çatlak oluşumunu

molar dişlerde inceleyen birçok çalışmada da çalışmamızda olduğu gibi benzer boyutlarda apikal genişletme yapılmıştır (123, 160).

Klinisyenin, diş çatlaklarının varlığını veya ciddiyetini değerlendirmesi sadece çıplak gözle mümkün değildir. Genel olarak araştırmacılar çıplak görme için %39, büyüteçler için %45 ve mikroskoplar için %53 doğruluk bildirmişlerdir (8). Clark ve ark.na (133) göre görsel doğrulama eksikliğinin doğasında var olan sınırlamalar, tedavi sürecinde genellikle çok geç kalınan tedavilerle sonuçlanmaktadır. Klinik olarak dentinde oluşan çatlakların tespitinde periodontal sondlama, kırık hattının boyanması, operasyon mikroskobuyla inceleme, radyografi ve transillüminasyon en çok kullanılan tanı tekniklerindendir (178, 179). Dentinde oluşan defektlerin tespitinde kökün belirli aralıklarla bölümlendiği çalışmaların çoğu, bir tür yansıyan ışık mikroskobu tarafından gözlemsel bir araç olarak, özellikle stereomikroskop sistemleri ile doğrudan gözlemlere dayandırılmaktadır. Çatlak oluşumu üzerine yapılan deneysel çalışmaların çoğu, preparasyonu değerlendirmek için kesit almadan apikal kök yüzeyini (131, 157, 180) veya kesitli kökün farklı seviyelerini değerlendirmek için bir stereomikroskop kullanmıştır (120, 122, 124, 128, 129, 159, 160, 177, 181). Çalışmamızda da örneklerdeki dentin çatlağı varlığını tespit etmek için stereomikroskop kullanılmıştır.

Literatüre bakıldığında dentin defektlerinin lokalizasyonunu ve şeklini belirlemek amacıyla birçok farklı tür tanımlama kullanılmıştır. Sınıflandırmayı yapmak için vertikal kırık, tamamlanmış çatlaklar, tamamlanmamış çatlaklar, çizgisel çatlaklar (craze line), primer kırık, sekonder kırık, vertikal kök fraktürü, çatlak hattı gibi terimler kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar sadece defekt var/defekt yok şeklinde sınıflama yaparken (121, 182) bazıları ise daha ayrıntılı bir sınıflandırma yapmayı tercih etmişlerdir (145, 183, 184).

Çalışmamızda iki farklı değerlendirme yapılarak ilk değerlendirmede kesitler çatlak var/çatlak yok yönünden; ikinci değerlendirmede ise çatlak yok, tamamlanmış çatlak ve diğer defektlerin (tamamlanmamış çatlak ve çizgisel çatlak) varlığı yönünden incelenmiştir (144). Bu değerlendirmeler hem tüm defekt varlığını görebilmek hem de defekt varsa tipini belirleyebilmek adına daha ayrıntılı veriye ulaşmak amacıyla yapılmıştır.

Kök kanal boşluğuna ve kökün dış yüzeyine ulaşmayan kanal lümeninden bağımsız dentin defektleri çizgisel çatlak olarak isimlendirilirler. Bu tür çatlakların, mekanik şekillendirme boyunca oluşan stresin dentin kollojen matriksinin gerilme dayanımını aşması sonucu olduğu ön görülmektedir. Eğer ortaya çıkan gerilim kuvveti, kökün dış yüzeyine iletilir ve dentini bir arada tutan kuvveti aşarsa lümeniden başlayıp kökün dış yüzeyine uzanan çatlaklar oluşabileceği bilinmektedir. Çizgisel ve tamamlanmamış çatlaklar, protetik olarak post yuvası hazırlanması, retreatment işlemleri veya çiğneme kuvvetleri sonrası ilerleyip kırık hattına dönüşebilirler (119). Bununla birlikte kök kanal şekillendirmesinden bağımsız olarak sadece dehidratasyonun da kök dentini üzerinde bu tür çatlak oluşumuna yol açabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bu kırık hattı, kanal duvarının farklı bir seviyesinde de oluşabilir (185). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda mevcut çatlakların prognostik etkilerini ortadan kaldırmak için diş seçimi aşamasında kök yüzeyinde çatlak görülen dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Kontrol grubunda hiçbir kesitte çizgisel veya tamamlanmamış çatlak olmaması da çalışmamızın güvenilirliğini ve bu durumu desteklemektedir.

Dentinde oluşan mikro çatlakların değerlendirilmesini baz alan çalışmalarda, tek bir gözlemcinin hata payını elimine etmek ve daha güvenilir sonuçlar elde etmek için iki gözlemci tarafından kör değerlendirme yapılmıştır (171, 181, 186). Çalışmamızda iki değerleyici arasındaki karşılaştırmalı uyuşmanın güvenilirliğini ölçmek için Cohen-Kappa istatistiği kullanılmış olup, apikal, orta ve koronal üçlüde oluşan çatlak değerlendirmeleri için çok yüksek uyumlu oldukları görülmüştür. Ayrıca tüm deney aşamaları tek bir hekim tarafından yapıldığı için kişiler arası beceri ve el hassasiyeti bakımından farklılıklar standardize edilmeye çalışılmıştır.

Kök kanal tedavisi işlem basamakları sırasında ve sonrasında oluşabilecek vertikal kök fraktürü, dişin prognozunu uzun dönemde olumsuz etkileyeceğinden çoğu zaman çekimle sonuçlanan ciddi bir klinik problem olarak görülmektedir. Mekanik preparasyon sırasında kök dentininin zayıflamasıyla ve enstrümanların meydana getirdiği streslerden dolayı mikro çatlak oluşma oranı artmaktadır (144, 187). Fakat preparasyon sonrasında meydana gelen çatlaklar %4-16 oranında protetik olarak post yuvası hazırlanması, retreatment işlemleri veya çiğneme kuvvetleri sonrası ilerleyerek vertikal kırık hattına dönüşebilir (119). Bu bağlamda, Ni-Ti döner eğe sistemleriyle

yapılan kök kanal preparasyonları ve bunu takip eden kanal dolum işlemi veya gereklilik durumunda yapılan kök kanal yenilenmesi fraktürlere veya mikro çatlaklara neden olabilir. Yoldaş ve ark. (121) farklı eğe sistemlerinin kullanımının mikro çatlak oluşumu üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında çatlak oluşumunu fazla miktarda madde kaybı sonucu diş yapısının zayıflamasına bağlamışlardır.

Ayrıca Ni-Ti eğeler yüksek dayanıklılık ve esneklik özelliklerinden dolayı kök kanal tedavisinde günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Kök kanal şekillendirme işleminde kullanılan döner eğe sistemlerinin kök kanalına döngüsel kuvvet uygulamaları nedeniyle dentinde çatlak oluşumuna neden olabileceği bilinmektedir. Oluşan dentin çatlaklarının tipi ve büyüklüğü kullanılan eğenin geometrik şekline, koniklik açısına ve metalürjik özelliklerine de büyük oranda bağlıdır (121).

Klinisyenler tarafından çok tercih edilip, yaygın kullanım alanı bulması sebebiyle çalışmamızda şekillendirme işlemleri için ProTaper Next döner eğe sistemi kullanılmıştır. Literatürde dentin çatlağı üzerine yapılmış olan çalışmalarda bu eğe sisteminin dentin çatlağı oluşumuna sebep olduğunu da görmekteyiz (123, 164, 188, 189). Ayrıca çalışmamızda farklı kinematiklerin kök kanal preparasyonu sırasında dentinde çatlak oluşumu incelendiği ve eğenin yapısal özelliklerinin çalışma sonuçlarını etkilemesi istenmediğinden her grupta aynı eğe sistemi kullanılarak eğenin sebep olabileceği değişkenlerin elimine edilmesi amaçlanmıştır.

Rehber yol oluşturulmasının; basamak oluşumu, perforasyon, kanal transportasyonu gibi prosedürel hataları azalttığı bilinmektedir. Ayrıca alet kırılmalarını, aletlerin kanalda maruz kaldığı vidalanma etkisini ve torsiyonel stresi azaltarak kök kanal şekillendirmesinde kullanılan eğelerin ömrünü uzatır. Rehber yol oluşturmanın özellikle eğimli kanallarda dentin üzerinde oluşabilecek stresi azalttığı belirtilmiştir (21, 73, 74). Rehber yol preparasyonu için el ve döner eğeler tercih edilebilmektedir (190). Döner eğelerin rehber yol oluştururken paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla daha hızlı olduğu, orijinal kanal anatomisini daha iyi koruduğu ve kanal şeklinde daha az değişikliğe sebep olduğu bildirilmiştir (77).

Aktemur Türker ve ark. (188) şekillendirme öncesi rehber yol oluşturulmasının şekillendirme sırasında dentinde oluşabilecek defektlere etkisini araştırmışlardır. ProTaper Next döner eğe sistemi ve ProGlider rehber yol hazırlama sistemlerinin kullanıldığı bu çalışmada, rehber yol oluşturulan grupta betimsel olarak daha az defekt

oluşturduğunu bildirseler de istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır. Bürklein ve ark. (191) yapmış oldukları çalışmada alt büyük azı dişlerinin meziobukkal kanallarında tüm gruplarda paslanmaz çelik 15 K-tipi eğelerle rehber yol oluşturmuşlar ve ardından farklı eğe sistemleri kullanarak preparasyon işlemlerini hem rehber yol oluşturup hem oluşturmayacak şekilde tamamlamışlardır. Deney grupları arasında defekt oluşumu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtirken şekillendirme öncesi rehber yol oluşturulmasının dentinde defekt oluşumuna etkisinin olmadığını da bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz endodontik motorlardan bir tanesi Morita firması tarafından piyasaya sürülen TriAuto ZX2'dir. Bu endodontik motorun diğerlerinden farklı özelliği hafızasında rehber yol oluşturmak için Optimum Glide Path fonksiyonu bulunmasıdır. 2018 yılında Gambarini ve ark.nın (91) yapmış olduğu bir çalışmada OGP'nin ideal olarak rehber yol oluşumu kullanılarak analiz edilmesi gerektiği öne sürülse de devamlı rotasyonla karşılaştırıldığında OGP hareketinin, konikliği fazla olan Ni-Ti eğelerin ömrünü uzattığı bildirilmiştir. Yine aynı çalışmaya göre OGP 90°'nin, eğe üzerinde en yüksek ortalama kırılma süresine sahip olduğu görülmüş ve Weibull analizi kullanılarak, çok yüksek bir öngörülebilirlik ile en uzun sağkalım doğrulanmıştır. Bu sonuçlar, kanal içi başarısızlık riskinin daha yüksek olduğu zor kanalların (şiddetli eğrilikler, S-şekilli kanallar) şekillendirilmesinde bu hareketin güvenliği artırabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda tüm deney gruplarında şekillendirme işlemi öncesinde rehber yol oluşturulmuştur. Rehber yol ProGlider eğesiyle her grubun sahip olduğu kinematik kullanarak oluşturulmuş; 7., 8., 9., ve 10. gruplarda farklı olarak rehber yol oluşturmak için TriAuto ZX2 endodontik motorun OGP fonksiyonunun farklı açılarından yararlanılmıştır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler doğrultusunda şekillendirmenin aynı kinematiklerle yapıldığı (OTR 180° veya OTR 240°) fakat rehber yolun OGP'nin farklı modlarıyla (OGP 90° veya OGP 240°) yapıldığı gruplar arasında total defekt varlığı/yokluğu yönünden istatistiksel fark bulunmaması rehber yol oluşturmada kullanılan farklı kinematiklerin dentinde defekt oluşumuna etkilerinin olmadığını göstermiştir. Elde edilen bulgular da literatürle uyumludur (191, 192).

Ni-Ti eğelerle yapılan şekillendirme işlemlerinin vertikal kök fraktürü oluşumuna etkisinin incelendiği bir çalışmada, oluşan yüksek streslerin dentin defekti

oluşumunu arttırdığı ve apikal, orta ve koronal üçlünden alınan horizontal kesitlerle dentin defekti oluşumu arasında bağlantı olduğu bildirilmiştir (13). Metodolojik farklılıklardan dolayı mikro çatlakların apikal bölgede daha fazla oluştuğu sonucunu bulan çalışmalar literatürde mevcut olduğu gibi (123, 145) farklı olarak koronal üçlünden alınan kesitlerde daha fazla mikro çatlak oluştuğunu bildiren çalışmalar da literatürde yer almaktadır (170, 171, 180, 184). Versluis ve ark. (193) yuvarlak ve oval kanalların preparasyonu sırasında dentinde oluşan stres dağılımını inceledikleri bir çalışmada preparasyon sonucunda orta ve koronal üçlü kesitlerinin, apikal üçlü kesitlerine kıyasla 3 kat daha fazla strese maruz kaldığını bildirmişlerdir. Üstün ve ark. (171) da yaptıkları çalışmada koronal üçlü seviyesinde daha fazla dentinal defekte rastlamışlardır.

Çalışmamızda da gruplardan bağımsız tüm örneklem göz önüne alındığında koronal üçlü seviyesinde %32,2, orta üçlü seviyesinde %26,7 ve apikal üçlü seviyesinde %15,6 oranında defekt oluşumu gözlenmiş olup en fazla defekt koronal üçlüde bulunmuştur. Gruplar içerisinde de en fazla defekt koronal kesitte gözlenmiştir. Tamamlanmış çatlak varlığına bakıldığında yine en fazla çatlak oluşumu koronal üçlü seviyesinde görülmüştür. Diğer defekt olarak kategorize ettiğimiz tamamlanmamış çatlak ve çizgisel çatlaklar ise en fazla orta üçlüde karşımıza çıkmıştır. Koronal bölgede istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha fazla dentin çatlak meydana gelmesinin, preparasyon esnasında bu bölgenin apikal üçlüye göre daha fazla strese maruz kalmasından kaynaklandığı kanısındayız. Bu durumun kullanılan eğenin koronal üçlüde apikal bölgeye göre dentin duvarına daha fazla temas etmesinden ve dolayısıyla da daha fazla dentin kaldırmasından kaynaklanıyor olabileceğini düşünmekteyiz. Bir diğer sebep olarak da eğenin koronale doğru artan çapı gösterilebilir. Ayrıca apikal üçlüde daha az oranda mikro çatlak oluşması, apikalde en son kullanılan eğe çapının düşük olmasına bağlı olabilir. Elde ettiğimiz veriler yukarıda bahsedilen çalışmalarla da paralellik göstermektedir. Tamamlanmamış çatlak ve çizgisel çatlakların orta üçlü bölgesinde daha fazla görülmesinin sebebi olarak ise çalışmamızda alt birinci büyük azı dişlerinin mezial köklerinin kullanılmış olması gösterilebilir. Kullanmış olduğumuz dişler moderate kurvatüre sahip olduğundan eğe preparasyon sırasında orta üçlü bölgesinde daha fazla stres birikimine neden olmuş olabilir.

Döner eğe sistemleriyle yapılan genişletme işlemi genellikle rotasyon ve resiprokasyon olmak üzere iki temel hareketle sağlanmaktadır. Günümüzde bu hareketlerin olumsuz özelliklerinin elimine edilerek birleştirildiği farklı hareket tiplerinin de kullanımı yaygınlaşmaktadır. Resiprokasyon hareketinin temel özelliği; kesme yönünde döndüğünde kanal içerisinde ilerlerken, kesme yönünün tersine döndüğünde kanal yüzeyinde serbest kalan alanlar oluşturarak meydana gelecek stresin azaltılmasıdır.

Resiprokasyon hareketiyle kullanılan aletler, devamlı rotasyon hareketiyle kullanılan aletlere göre daha az dentin defekti yaratma eğilimindedirler. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında aletler ve kanal duvarı arasındaki temas, dentinde anlık stres konsantrasyonları oluşturur. Bu tür stres konsantrasyonları dentin defektleri oluşumuna neden olarak vertikal kök kırıklarına sebep olabilmektedir (13, 122, 194). Resiprokasyon hareketinin, aletin dönme yönünü periyodik olarak tersine çevirerek burulma gerilimini azalttığı bildirilmiştir. Bunun, kök dentinde meydana gelebilecek kuvvetlerin büyüklüğünü azaltmaya ayrıca kök çatlaklarını ve kırıklarını önlemeye yardımcı olabileceği düşünülmektedir (195). Bununla birlikte farklı sonuç bildiren çalışmalar da literatürde mevcuttur (129, 196). Bürklein ve ark. (129) dentinde çatlak oluşumunu değerlendirdikleri bir çalışmada kök kanallarını şekillendirmek için Reciproc ve WaveOne döner aletlerini resiprokasyon hareketi, Mtwo ve ProTaper döner aletlerini ise devamlı rotasyon hareketinde kullanmışlar ve resiprokasyon hareketiyle kullanılan grupta diğer gruplara kıyasla tamamlanmış çatlak oranında anlamlı bir fark olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacı çalışmanın sonucunu resiprokasyon sistemlerinin keskin kesici kenarlarla kombine artırılmış burulma kuvvetinin dentin çatlağı oluşma riskini artırabileceğinin değerlendirilmesi gerektiği şeklinde belirtmişlerdir. Bazı çalışmalar ise hareketler arasında önemli bir fark bildirmemiştir (123, 161, 170, 171, 197). Bu nedenle hangi kinematiğin dentin defektleri veya çatlaklar açısından daha güvenilir olduğu hala tartışmalı bir konudur. Bu tartışma, çalışmalarda farklı enstrüman ve farklı metodoloji kullanılmasından kaynaklanabilir. Birkaç çalışmada ise dentin defekti veya çatlak oluşumunda aletlerin üretim malzemesinin sebep olacağı etkinin aletin hareketinden daha fazla etkiye sahip olduğunu tartışmışlardır (13, 198). Devamlı rotasyon ve resiprokasyon kinematikleri arasında dentin defekti oluşumu açısından ortak bir fikir birliğine varılamamasının

sebebi olarak her iki kinematik için de tasarlanan efektif, standardize edilebilecek bir eğe sisteminin bulunmaması gösterilebilir (99).

Kök kanal şekillendirmesinde kullanımı yaygın bir diğer hareket kinematiği ise adaptif harekettir. Karataş ve ark. (14) kök dentininde şekillendirme sırasında oluşan çatlak görülme sıklığını araştırdıkları bir çalışmada kök kanal preparasyonu için devamlı rotasyon, farklı açılarda üç tip resiprokasyon ve adaptive hareketi kullanarak farklı kinematiklerin etkisini gözlemlemişlerdir. Çalışmanın sonucunda devamlı rotasyon (%33) ve adaptif hareket (%29) arasında anlamlı bir fark bulunmadığını fakat bu iki kinematiğin de resirokasyon hareketine ( $90^\circ \text{ CW}-30^\circ \text{ CCW} = \%13$ ,  $150^\circ \text{ CW}-30^\circ \text{ CCW} = \%16$ ,  $210^\circ \text{ CW}-30^\circ \text{ CCW} = \%7$ ) kıyasla daha fazla dentin çatlağı oluşumuna sebep olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca resiprokasyon hareketinin farklı dönme açılarıyla uygulandığı gruplar arasında da anlamlı fark bulunmamıştır.

Gergi ve ark. (130) Twisted File Adaptive (TFA), Reciproc ve WaveOne eğe sistemlerinin dentinde mikro çatlak oluşumunu inceledikleri bir çalışmada, resiprokasyon hareketiyle kullanılan Reciproc sisteminin diğer sistemlere göre dentinde anlamlı ölçüde daha fazla tamamlanmış çatlak oluşturduğunu bildirmişlerdir. TFA ve WaveOne sistemi arasında anlamlı bir fark olmadığına da değinmişlerdir. Ayrıca Reciproc ve WaveOne sistemlerinin apikalde TFA'dan daha fazla tamamlanmamış çatlaka sebep olduğu sonucuna varmışlardır. Orta üçlü bölgesinde (9 mm) sadece Reciproc sisteminin önemli ölçüde daha fazla tamamlanmamış çatlak ürettiğini, koronalde ise üç eğe sistemi arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre en fazla dentin defekti resiprokal rotasyon ve devamlı rotasyon hareketlerinin kullanıldığı gruplarda görülmüştür. Resirokal rotasyon ve devamlı rotasyon hareket kinematiğinin kullanıldığı gruplarda diğer gruplardan anlamlı derecede daha fazla dentin çatlağı meydana gelmiştir fakat bu iki grup arasında anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Resiprokasyon hareketi için tasarlanmış eğeler tek eğe sistemi olarak piyasada bulunmaktadır. Eğe ve kanalda yapılan işlem sayısı ile dentinde çatlak oluşumu arasında korelasyon olduğu düşünüldüğünden kullandığımız eğe sisteminin bu özelliklere sahip olmaması resiprokasyon kinematiğinin kullanıldığı grupta fazla çatlak oluşuna sebep olmuş olabilir (9, 199).

Başka bir düşünceye göre de resiprokasyon hareketi sırasında dentin talaşlarının fazla miktarda oluşması eğe üzerinde torsiyonel kuvvet atışına neden olmaktadır. Eğe üzerinde artan torsiyonel kuvvetler dentinde stres oluşturacağından bu hareket daha fazla çatlak oluşumuna neden olmuş olabilir. Bu verilerin ışığında kök kanal preparasyonu sırasında değişen kinematiklerin kök dentininde çatlak oluşumu açısından anlamlı bir etki oluşturduğunu görmekteyiz. Fakat literatür taraması sonucunda elde ettiğimiz verilere göre farklı kinematiklerin kök kanal şekillendirmesi esnasında dentinde çatlak oluşturma insidansında ortak bir kanıya varılamadığını da görmekteyiz. Bunun çalışmalarda farklı metodoloji kullanımından kaynaklanıyor olabileceğini düşünmekteyiz.

Kök kanal aletlerinde meydana gelen torsiyonel kırılma, maksimum torkla ilişkilendirilir ve kök kanal aletinde defekt meydana geldiğinde eğenin üzerine gelen tork değerinin artmaya devam etmesi sonucu oluşur (200). Gambarini ve ark. (201) endodontik motorlarda tork değerleri seçmenin mantığını tartışmışlar ve yüksek torklu bir motor kullanılıyorsa, eğeye özgü tork sınırının (kırılma sınırı) sıklıkla aşılabacağı ve dolayısıyla kanal içi alet kırılma riskinin de artacağı kanısına varmışlardır. Ayrıca her alet boyutu ve türü için belirli bir tork sınırının (esneklik sınırına yakın) ayarlanmasını önermişlerdir. Daha yüksek tork ayarındaki endodontik motorlar eğe üzerinde dolayısıyla dentinde aşırı stres artışına neden olabilirler. Bu stres, düz kök kanallarında önemsizdir çünkü dentin direnci çok düşüktür. Bununla birlikte, kavisli veya dar kök kanallarında direnç yüksek olabilir ve bu durum da apikal bölgede motorun kök kanal aletini durdurmamasıyla veya ters yönde hareketine izin vermemesiyle sonuçlanır. Dolayısıyla eğe ve dentin üzerine gelen stres artar. Bu problem, her aletin maksimum tork limitinin altında çalışan düşük torklu bir endodontik motorun kullanılmasıyla önlenabilir (201). Bu tür tork kontrollü motorlar, tork değerine ulaşıldığında aletin dönüşünü durdurmak ve tersine çevirmek, böylece alet kırılmasını ve dentin de oluşabilecek fazla stresi önlemek için tasarlanmıştır (202).

Eğe kanalın içindeyken her an kırılmasına yol açabilecek mekanik etkilere maruzdur. Bu nedenle, eğenin kırılmasını engellemek ve kök kanalında oluşabilecek çatlakların önüne geçmek amacıyla torku sınırlamak özellikle çok önemlidir. Bunu sağlamak amacıyla piyasadaki bazı endodontik motorlara OTR fonksiyonu

eklenmiştir. Bu fonksiyonda eğe hareketine ilk olarak devamlı rotasyonla başlar ve kanal içerisinde belirli bir kuvvete maruz kalana kadar da hareketine devam eder.

Gambarini ve ark.nın (91) TriAuto ZX2 endodontik motorun yeni hareketlerinin endodontik aletlerin döngüsel yorgunluğu üzerindeki etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada eğimli ve yapay kanal kullanılarak eğeler yorgunluk testlerine tabi tutulmuştur. Cihaz devamlı rotasyon, OTR 180°, OGP 240° ve OGP 90° olarak programlanmıştır. Kırılma zamanları ve kırılan parçanın uzunlukları kaydedilerek istatistik analizler yapılmıştır. Bunun sonucunda, devamlı rotasyon hareketinde eğenin en kısa sürede kırıldığı ve OGP 90° ise en uzun kullanım süresine sahip olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada OTR hareketine ait bulgular doğrultusunda, kök kanallarının büyük çoğunluğunu şekillendirmek için bu hareketin kullanılmasını önermiş ve OTR hareketinin devamlı rotasyon hareketinden daha güvenli olduğunu bildirmişlerdir.

Pedulla ve ark. (97) yapmış oldukları bir çalışmada Ni-Ti döner aletlerin döngüsel yorulma direncine OTR hareketinin ve devamlı rotasyon hareketinin etkisini incelemişlerdir. Her bir grupta 60 adet kök kanal aleti ilk grup devamlı rotasyon ikinci grup OTR olacak şekilde döngüsel yorulma direnci testlerine tabi tutulmuştur. Her alet için ortalama döngüsel yorgunluk direnci ve kırılan parçaların uzunluğu kaydedilmiştir. Test edilen tüm aletlerin OTR hareketinde devamlı rotasyona göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, 5. grupta OTR 180°, 6.grupta OTR 240°, 7. grupta OGP 240°+ OTR 240°, 8. grupta OGP 90° + OTR 240°, 9 grupta OGP 240° + OTR 180° ve 10. grupta OGP 90° + OTR 180° kinematikleri kullanılarak şekillendirme işlemleri TriAuto ZX endodontik motor yardımıyla yapılmıştır. Piyasaya yeni sürülen bu endodontik motorun sahip olduğu OTR fonksiyonun dentin çatlağı üzerine etkilerine yönelik elde edilen bulguların kıyaslanabileceği bir çalışma literatürde mevcut değildir. Fakat elde ettiğimiz veriler yukarıda belirtilen gruplarda az sayıda dentin çatlağı oluştuğunu göstermektedir. Bunun sebebi olarak OTR fonksiyonunun şekillendirme işlemleri sırasında ayarlanan tork değerinin aşılması halinde çalışma yönünü değiştirerek eğeyi serbestleştirmesi ve eğenin üzerine gelen stresi azaltması düşünülebilir. Eğe üzerine gelen stres azalacağı için eğenin dentine ilettiği stres de az olacaktır. Dolayısıyla fonksiyonun dentinde çatlak oluşumundan dentini

koruyabileceği kanısındayız. OTR fonksiyonunun açısıal değęerlerindeki değışim preparasyon sonrası oluşan dentin çatlağı sayısında anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu bulgular, OTR fonksiyonundaki açısıal değışimin ya da öncesinde aynı motorun sahip olduğu OGP fonksiyonun kullanımının dentinde çatlak oluşum miktarını değıştirmediğini göstermiştir.



## 6. SONUÇLAR

Alt birinci büyük azı dişlerinin mezial köklerinin, farklı kinematiklerle preparasyonu yapılarak elde edilen kesitlerin stereomikroskopla incelendiği ve dentinde çatlak varlığının değerlendirildiği çalışmamızdan elde edilen bulgular ışığında;

1. Kontrol grubu haricinde tüm gruplarda dentin çatlağı oluşumu görüldü.
2. Çalışmamızda en fazla defekt varlığı resiprokal ve devamlı rotasyon hareketinde saptandı fakat bu iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadı.
3. En fazla tamamlanmış çatlak varlığına resiprokal ve devamlı rotasyon kinematiğinde rastlanırken en fazla tamamlanmamış ve çizgisel çatlak ise OGP 240° + OTR 180° grubunda bulundu.
4. Döner eğerlerle yapılan genişletme sonucunda gruplar göz ardı edilerek kesitler değerlendirildiğinde en fazla dentin defektinin koronal üçlüde olduğu görüldü. Fakat elde edilen veriler istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
5. En fazla tamamlanmış çatlak oluşumu koronal kesitte, en fazla tamamlanmamış ve çizgisel çatlak ise orta üçlüde oluştu. Fakat apikal, orta ve koronal üçlü arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.
6. Adaptif hareket, OTR ve OGP fonksiyonlarının kullanıldığı gruplarda dentin çatlağı oluşan kesit sayısı az olduğundan, bu kinematiklerin devamlı rotasyon ve resiprokasyon hareketine göre eğimli ve dar kök kanallarının şekillendirmesinde dentin defekti formasyonu açısından daha güvenilir oldukları söylenebilir.

## KAYNAKLAR

1. Chong BS. Introduction and Overview. In: Chong BS, editor. Harty's Endodontics in Clinical Practice. 7<sup>th</sup> ed. London: Elsevier; p. 1-11, 2017.
2. Alaçam T. Endodonti. Özyurt matbaacılık, Ankara, 1347s., 2012.
3. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. J Endod, 30(8):559-567, 2004.
4. Ricucci D, Russo J, Rutberg M, Burleson JA, Spångberg LS. A prospective cohort study of endodontic treatments of 1,369 root canals: results after 5 years. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 112(6):825-842, 2011.
5. Tsesis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. J Endod, 36(5):797-800, 2010.
6. Aydın B, Köse T, Çalışkan MK. Effectiveness of HERO 642 versus Hedström files for removing gutta-percha fillings in curved root canals: an ex vivo study. Int Endod J, 42(11):1050-1056, 2009.
7. Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. Int Endod J, 43(7):545-554, 2010.
8. Versiani M, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. Endod Topics, 33(1):87-156, 2015.
9. Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu M-K. Damage to root dentin during retreatment procedures. J Endod, 37(1):63-66, 2011.
10. Sim T, Knowles J, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. Int Endod J, 34(2):120-132, 2001.
11. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa A. 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.
12. Schäfer E ve Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. J Endod, 25(6):427-430, 1999.

13. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod*, 36(7):1195-1199, 2010.
14. Karataş E, Arslan H, Alsancak M, Kırıcı DÖ, Ersoy İ. Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with Twisted File Adaptive instruments using different kinematics. *J Endod*, 41(7):1130-1133, 2015.
15. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, 36(1):157-159, 2010.
16. Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J*, 45(7):614-618, 2012.
17. Gambarini G ve Glassman G. TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation. "Rotary when you want it, Reciprocation when you need it". *Oral Health*, 7(2):22-30, 2013.
18. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J*, 45(5):449-461, 2012.
19. Alsilani R, Jadu F, Bogari DF, Jan AM, Alhazzazi TY. Single file reciprocating systems: A systematic review and meta-analysis of the literature: Comparison of reciproc and WaveOne. *J Int Soc Prev Community Dent*, 6(5):402-409, 2016.
20. West JD. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today*, 29(9):86-93, 2010.
21. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, 10(1):30-76, 2005.
22. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J*, 36(2):86-92, 2003.
23. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J*, 34(3):221-230, 2001.

24. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Endod J*, 52:S52-S63, 2007.
25. Aşçı SK. *Endodonti*. Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 733s., 2014.
26. Ingle JJ. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 14(1):83-91, 1961.
27. Clem W. Endodontics in the adolescent patient. *Dent Clin North Am*, 13:483-493, 1969.
28. Ram Z. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 44(2):306-312, 1977.
29. Çalışkan MK. *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 831s., 2014.
30. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*, 11(5):203-211, 1985.
31. Blum J, Machtou P, Esber S, Micallef J. Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique. *Int Endod J*, 30(6):386-396, 1997.
32. Calhoun G ve Montgomery S. The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endod*, 14(6):273-277, 1988.
33. Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod*, 8(12):550-554, 1982.
34. McCann JT, Keller DL, LaBounty GL. Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumentation. *J Endod*, 16(3):109-113, 1990.
35. Morgan LF ve Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod*, 10(10):491-498, 1984.
36. Schäfer E ve Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int Endod J*, 29(5):302-308, 1996.
37. Fava LRG. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J Endod*, 9(2):76-80, 1983.
38. Hankins PJ ve ElDeeb ME. An evaluation of the Canal Master, balanced force, and step-back techniques. *J Endod*, 22(3):123-130, 1996.

39. Gilles JA ve Carlos E. A comparison of the Canal Master endodontic instrument and K-type files for enlargement of curved root canals. *J Endod*, 16(12):561-565, 1990.
40. Camps J, Macouin G, Pertot WJ. Effects of the flexogates and Canal Master U on root canal configuration in simulated curved canals. *Int Endod J*, 27(1):21-25, 1994.
41. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc*, 101(5):792-794, 1980.
42. Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and Shaping the Root Canal System. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 11<sup>th</sup> ed. St.Louis: CV Mosby p. 209-290, 2011.
43. Al-Omari M, Dummer P, Newcombe R, Doller R, Hartles F. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *Int Endod J*, 25(2):67-81, 1992.
44. Elizabeth M S. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Topics*, 10(1):163-167, 2005.
45. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J App Phys*, 34(5):1475-1477, 1963.
46. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*, 54(1):89-96, 1975.
47. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7):346-351, 1988.
48. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33(4):297-310, 2000.
49. Dolce M ve Cardone D. Mechanical behaviour of shape memory alloys for seismic applications 1. Martensite and austenite NiTi bars subjected to torsion. *Int J Mech Sci*, 43(11):2631-2656, 2001.
50. Berutti E ve Cantatore G. Rotary instruments in nickel titanium. Castellucci A. *Endodontics*, 1:518-547, 2005.
51. Koch K ve Brave D. Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health*, 92(2):39-49, 2002.

52. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102(4):e106-114, 2006.
53. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod*, 27(9):588-592, 2001.
54. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33(10):1212-1216, 2007.
55. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent*, 14(5):324-323, 2001.
56. Brockhurst P ve Hsu E. Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. *Aust Endod J*, 24(3):115-119, 1998.
57. Schäfer E ve Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel–titanium instruments. *J Endod*, 34(2):198-200, 2008.
58. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J*, 27(3):99-104, 2001.
59. Yaman SD. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 19(3):51-57, 2002.
60. Rubin LM, Skobe Z, Krakow AA, Gron P. The effect of instrumentation and flushing of freshly extracted teeth in endodontic therapy: a scanning electron microscope study. *J Endod*, 5(11):328-335, 1979.
61. Musikant B, Cohen B, Deutsch A. Simplified obturation of tapered canal preparations. *Compend Contin Educ Dent*, 19(11):1152-1155, 1998.
62. Ullmann CJ ve Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31(3):183-186, 2005.
63. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26(3):161-165, 2000.

64. Peters OA ve Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, 35(4):379-389, 2002.
65. Parashos P ve Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*, 32(11):1031-1043, 2006.
66. Haapasalo M ve Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics*, 29(1):3-17, 2013.
67. McCormick P ve Liu Y. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metall Mater*, 42(7):2407-2413, 1994.
68. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 38(3):398-401, 2012.
69. Ye J ve Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 38(1):105-107, 2012.
70. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*, 38(7):996-1000, 2012.
71. West J. Endodontic update 2006. *J Esthet Restor Dent*, 18(5):280-300, 2006.
72. Kanika Aggarwal S, Chaudhary M, Arora AS, Kaur M, Kakkar M. An Endodontic Glidepath-A Step to Safe Rotary Practice. *Int J Dent Med Res*, 1(3), 2014.
73. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*, 30(4):228-230, 2004.
74. Cassim I ve Van der Vyver PJ. The importance of glide path preparation in endodontics: a consideration of instruments and literature: scientific. *SADJ*, 68(7):322-327, 2013.
75. Ha JH, Lee CJ, Kwak SW, El Abed R, Ha D, Kim HC. Geometric optimization for development of glide path preparation nickel-titanium rotary instrument. *J Endod*, 41(6):916-919, 2015.

76. Mounce R. Endodontic K-files: invaluable endangered species or ready for the Smithsonian? *Dent Today*, 24(7):102-104, 2005.
77. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G ve ark. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod*, 35(3):408-412, 2009.
78. Kinsey B ve Mounce R. Safe and efficient use of the M4 safety handpiece in endodontics. *Roots*, 4(2):36-40, 2008.
79. Van der Vyver P. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part two. *Endod Prac*, 13:46-53, 2011.
80. <https://www.dentsplysirona.com/en-nz/categories/endodontics/protaper-next-rotary-files.html>. (18.05.2021).
81. Ruddle C. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*, 20(10):60-67, 2001.
82. Van Der Vyver PJ ve Scianamblo MJ. Clinical guidelines for the use of ProTaper Next instruments (part I). *Dental Tribune*, 7:12-16, 2014.
83. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today*, 32(4):96-99, 2013.
84. Elnaghy AM ve Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod*, 40(12):2053-2056, 2014.
85. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. Endodontic canal preparation: new innovations in glide path management and shaping canals. *Dent Today*, 33(7):118-123, 2014.
86. <https://www.dentsplysirona.com/en-ca/products/endodontics/glide-path-shaping/proglider-learn-more.html>. (18.05.2021).
87. Diemer F, Michetti J, Mallet JP, Piquet R. Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *J Endod*, 39(6):829-832, 2013.
88. Caviedes-Bucheli J, Moreno J, Carreno C, Delgado R, Garcia D, Solano J ve ark. The effect of single-file reciprocating systems on S ubstance P and C alcitonin gene-related peptide expression in human periodontal ligament. *Int Endod J*, 46(5):419-426, 2013.

89. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Braz Dent J*, 212(7):345-346, 2012.
90. Ruddle CJ. Canal preparation: single-file shaping technique. *Dent Today*, 31(1):124, 126-129, 2012.
91. Gambarini G, Piasecki L, Miccoli G, Gaimari G, Di Giorgio R, Di Nardo D ve ark. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Aust Endod J*, 45(2):154-162, 2019.
92. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, 41(4):339-344, 2008.
93. <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/reciproc/>. (18.05.2021).
94. Jain P. Rotary Instruments. In: Jain P, editor. *Current Therapy in Endodontics*. 1<sup>st</sup> ed. USA: John Wiley & Sons Inc.; p. 109-219, 2016.
95. <https://www.eighteeth.com/E-CONNECT-S/>. (20.04.2021).
96. <https://www.morita.com/america/en/products/endodontic-systems/apex-location-and-canal-preparation-systems/triauto-zx2/>. (23.05.2021).
97. Pedullà E, Corsentino G, Ambu E, Rovai F, Campedelli F, Rapisarda S ve ark. Influence of continuous rotation or reciprocation of Optimum Torque Reverse motion on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 51(5):522-528, 2018.
98. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *J Endod*, 41(11):1778-1783, 2015.
99. Çapar I ve Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *Int Endod J*, 49(2):119-135, 2016.
100. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25(6):441-458, 1997.
101. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent*, 30(2-3):83-90, 2002.

102. Chuenarrom C, Benjakul P, Daosodsai P. Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*, 12(4):473-476, 2009.
103. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A*, 66(4):850-853, 2003.
104. Fosse G, Saele PK, Eide R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontol Scand*, 50(4):201-210, 1992.
105. Pashley D, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Dent Traumatol*, 1(5):176-179, 1985.
106. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dent Mater J*, 20(3):227-236, 2001.
107. Lertchirakarn V, Palamara J, Messer H. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res*, 80(2):453-456, 2001.
108. Inoue T, Saito M, Yamamoto M, Debari K, Kou K, Nishimura F ve ark. Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. *Dent Mater J*, 28(3):295-300, 2009.
109. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dualcure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara, 2005.
110. Fristad I ve Berggreen E. Structure and Functions of the Dentin-Pulp Complex. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathway of The Pulp*. 11<sup>th</sup> ed. St. Louis: CV Mosby p. 532-573, 2011.
111. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro-and macrostructure alterations. *Quintessence int*, 38(9):733-743, 2007.
112. Coffey CT, Ingram MJ, Bjorndal AM. Analysis of human dentinal fluid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 30(6):835-837, 1970.
113. Tanaka T. The origin and localization of dentinal fluid in developing rat molar teeth studied with lanthanum as a tracer. *Arch Oral Biol*, 25(3):153-162, 1980.

114. Pashley DH, Matthews W, Zhang Y, Johnson M. Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli. *Arch Oral Biol*, 41(11):1065-1072, 1996.
115. Ferguson DB. Progress in Oral Biology Research, 1959-1999. A Review and Update of Volume 1. *Arch Oral Biol*, 44(12):993-998, 1999.
116. Eltit F, Ebacher V, Wang R. Inelastic deformation and microcracking process in human dentin. *J Endod*, 183(2):141-148, 2013.
117. Seo DG, Yi YA, Shin SJ, Park JW. Analysis of factors associated with cracked teeth. *J Endod*, 38(3):288-292, 2012.
118. Kubo M, Miura J, Sakata T, Nishi R, Takeshige F. Structural modifications of dentinal microcracks with human aging. *Microscopy*, 62(6):555-561, 2013.
119. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23(8):533-534, 1997.
120. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod*, 40(9):1482-1484, 2014.
121. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod*, 38(2):232-235, 2012.
122. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod*, 35(2):236-238, 2009.
123. Çiçek E, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S. Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: a scanning electron microscopy study. *Scanning*, 37(1):49-53, 2015.
124. Adorno C, Yoshioka T, Suda H. The effect of working length and root canal preparation technique on crack development in the apical root canal wall. *Int Endod J*, 43(4):321-327, 2010.
125. Ceyhanli K, Erdilek N, Tatar I, Celik D. Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study. *Int Endod J*, 49(7):684-689, 2016.

126. Marceliano-Alves M, Sousa-Neto M, Fidel S, Steier L, Robinson J, Pécora J ve ark. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J*, 48(12):1129-1136, 2015.
127. Kfir A, Elkes D, Pawar A, Weissman A, Tsesis I. Incidence of microcracks in maxillary first premolars after instrumentation with three different mechanized file systems: a comparative ex vivo study. *Clin Oral Investig*, 21(1):405-411, 2017.
128. Hin ES, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod*, 39(2):262-264, 2013.
129. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, 39(4):501-504, 2013.
130. Gergi RM, Osta NE, Naaman AS. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, Reciproc and WaveOne instruments. *Eur J Dent*, 9(4):508-512, 2015.
131. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu M-K. Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *J Endod*, 39(1):129-132, 2013.
132. Girardin E, Renghini C, Dyson J, Calbucci V, Moroncini F, Albertini G. Characterization of porosity in a laser sintered MMCp using X-ray synchrotron phase contrast microtomography. *Mater Sci Appl*, 2(09):1322-1330, 2011.
133. Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentinal cracks based on microscopic evaluation. *J Esthet Restor Dent*, 15(7):391-401, 2003.
134. Adorno C, Yoshioka T, Jindan P, Kobayashi C, Suda H. The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. *Int Endod J*, 46(8):763-768, 2013.
135. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent*, 66(2):181-187, 1991.

136. Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod*, 13(6):277-284, 1987.
137. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 32(2):271-275, 1971.
138. Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod*, 28(3):211-216, 2002.
139. Estrela C, Leles CR, Hollanda ACB, Moura MS, Pécora JD. Prevalence and risk factors of apical periodontitis in endodontically treated teeth in a selected population of Brazilian adults. *Braz Dent J*, 19(1):34-39, 2008.
140. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, 25(7):506-508, 1999.
141. Taneja S, Chadha R, Gupta R, Gupta A. Comparative evaluation of sealing properties of different obturation systems placed over apically fractured rotary NiTi files. *J Conserv Dent*, 15(1):36, 2012.
142. Kinney J, Balooch M, Marshall G, Marshall S. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol*, 44(10):813-822, 1999.
143. Aydın B, Pamir T, Baltacı A, Orman MN, Turk T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. *Eur J Dent*, 9(2):262-266, 2015.
144. Shemesh H, Bier C, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink P. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, 42(3):208-213, 2009.
145. Helvacıoglu-Yigit D, Aydemir S, Yilmaz A. Evaluation of dentinal defect formation after root canal preparation with two reciprocating systems and hand instruments: an in vitro study. *Biotechnol Biotechnol Equip*, 29(2):368-373, 2015.
146. Onnink PA, Davis RD, Wayman BE. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *J Endod*, 20(1):32-37, 1994.

147. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *J Dent*, 36(1):69-73, 2008.
148. Yoshida N, Koga Y, Peng C-L, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys*, 23(8):567-572, 2001.
149. Zaparolli D, Saquy PC, Cruz-Filho AM. Effect of sodium hypochlorite and EDTA irrigation, individually and in alternation, on dentin microhardness at the furcation area of mandibular molars. *Braz Dent J*, 23(6):654-658, 2012.
150. Marending M, Luder H, Brunner T, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine—mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J*, 40(10):786-793, 2007.
151. Simon JH. The apex: how critical is it? *Gen Dent*, 42(4):330-334, 1994.
152. Parris J, Wilcox L, Walton R. Effectiveness of apical clearing: histological and radiographical evaluation. *J Endod*, 20(5):219-224, 1994.
153. Wu MK ve Wesselink PR. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79(4):492-496, 1995.
154. Bortoluzzi E, Souza E, Reis JMdsN, Esberard R, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J*, 40(9):684-691, 2007.
155. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod*, 35(3):389-392, 2009.
156. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod*, 31(4):288-292, 2005.
157. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu MK, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod*, 39(8):1054-1056, 2013.

158. Barreto MS, do Amaral Moraes R, da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS. Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod*, 38(8):1135-1139, 2012.
159. Al-Zaka IM. The effects of canal preparation by different NiTi rotary instruments and reciprocating WaveOne file on the incidence of dentinal defects. *Mustansiria Dent J*, 9(2):137-142, 2012.
160. Arslan H, Karataş E, Capar ID, Özsu D, Doğanay E. Effect of ProTaper Universal, Endoflare, Revo-S, HyFlex coronal flaring instruments, and Gates Glidden drills on crack formation. *J Endod*, 40(10):1681-1683, 2014.
161. De-Deus G, Silva EJNL, Marins J, Souza E, de Almeida Neves A, Belladonna FG ve ark. Lack of causal relationship between dentinal microcracks and root canal preparation with reciprocation systems. *J Endod*, 40(9):1447-1450, 2014.
162. Pop I, Manoharan A, Zanini F, Tromba G, Patel S, Foschi F. Synchrotron light-based  $\mu$ CT to analyse the presence of dentinal microcracks post-rotary and reciprocating NiTi instrumentation. *Clin Oral Investig*, 19(1):11-16, 2015.
163. Ashwinkumar V, Krithikadatta J, Surendran S, Velmurugan N. Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. *Int Endod J*, 47(7):622-627, 2014.
164. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Silva EJNL, de Almeida Neves A, Alves H ve ark. Micro-computed tomographic assessment on the effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems on dentinal cracks. *J Endod*, 41(7):1116-1119, 2015.
165. Bürklein S ve Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics*, 29(1):110-124, 2013.
166. Karataslioglu E, Arslan H, Er G, Avci E. Influence of canal curvature on the amount of apically extruded debris determined by using three-dimensional determination method. *Aust Endod J*, 45(2):216-224, 2019.
167. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppini-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *J Endod*, 37(12):903-908, 2009.
168. Saleh A ve Ettman W. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *J Endod*, 27(1):43-46, 1999.

169. Sayin TC, Serper A, Cehreli ZC, Otlu HG. The effect of EDTA, EGTA, EDTAC, and tetracycline-HCl with and without subsequent NaOCl treatment on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(3):418-424, 2007.
170. Priya NT, Veeramachaneni Chandrasekhar SA, Tummala M, Raj TP, Badami V, Kumar P ve ark. "Dentinal microcracks after root canal preparation" a comparative evaluation with hand, rotary and reciprocating instrumentation. *J Clin Diagn Res*, 8(12):ZC70, 2014.
171. Ustun Y, Aslan T, Sagsen B, Kesim B. The effects of different nickel-titanium instruments on dentinal microcrack formations during root canal preparation. *Eur J Dent*, 9(1):41-46, 2015.
172. Wu MK, Wesselink PR, Walton RE. Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89(1):99-103, 2000.
173. Souza RA. The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. *Braz Dent J*, 17(1):6-9, 2006.
174. Siqueira Jr JF, Araujo M, Garcia PF, Fraga RC, Dantas C. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endod*, 23(8):499-502, 1997.
175. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *J Endod*, 38(10):1309-1315, 2012.
176. Weiger R, Bartha T, Kalwitzki M, Löst C. A clinical method to determine the optimal apical preparation size. Part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102(5):686-691, 2006.
177. Çapar İD, Uysal B, Ok E, Arslan H. Effect of the size of the apical enlargement with rotary instruments, single-cone filling, post space preparation with drills, fiber post removal, and root canal filling removal on apical crack initiation and propagation. *J Endod*, 41(2):253-256, 2015.
178. Özer SY. Detection of vertical root fractures of different thicknesses in endodontically enlarged teeth by cone beam computed tomography versus digital radiography. *J Endod*, 36(7):1245-1249, 2010.

179. Edlund M, Nair MK, Nair UP. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. *J Endod*, 37(6):768-772, 2011.
180. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod*, 37(4):522-525, 2011.
181. Arias A, Lee YH, Peters CI, Gluskin AH, Peters OA. Comparison of 2 canal preparation techniques in the induction of microcracks: a pilot study with cadaver mandibles. *J Endod*, 40(7):982-985, 2014.
182. Karataş E, Gündüz H, Kırıcı D, Arslan H. Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments. *Int Endod J*, 49(9):905-910, 2016.
183. Shori DD, Sheno PR, Baig AR, Kubde R, Makade C, Pandey S. Stereomicroscopic evaluation of dentinal defects induced by new rotary system: "ProTaper NEXT". *J Conserv Dent*, 18(3):210-213, 2015.
184. Monga P, Bajaj N, Mahajan P, Garg S. Comparison of incidence of dentinal defects after root canal preparation with continuous rotation and reciprocating instrumentation. *Singapore Dent J*, 36:29-33, 2015.
185. Altshul JH, Marshall G, Morgan LA, Baumgartner JC. Comparison of dentinal crack incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. *J Endod*, 23(11):683-686, 1997.
186. Dane A, Capar ID, Arslan H, Akçay M, Uysal B. Effect of different torque settings on crack formation in root dentin. *J Endod*, 42(2):304-306, 2016.
187. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod*, 31(4):283-287, 2005.
188. Türker SA ve Uzunoğlu E. Influence of a glide path on the dentinal crack formation of ProTaper Next system. *Restor Dent Endod*, 40(4):286-289, 2015.
189. Nishad SV ve Shivamurthy G. Comparative analysis of apical root crack propagation after root canal preparation at different instrumentation lengths using ProTaper universal, ProTaper next and ProTaper gold rotary files: an in vitro study. *Contemp Clin Dent*, 9(Suppl 1):S34-S38, 2018.

190. Oliveira Alves V, Silveira Bueno CE, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, de Martin AS. Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod*, 38(1):117-120, 2012.
191. Bürklein S, Werneke M, Schaefer E. Impact of glide path preparation on the incidence of dentinal defects after preparation of severely curved root canals. *Quintessence Int*, 49:607-613, 2018.
192. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Akpek F, Topçuoğlu G. Effect of glide path and apical preparation size on the incidence of apical crack during the canal preparation using Reciproc, WaveOne, and ProTaper Next systems in curved root canals: a stereomicroscope study. *Scanning*, 38(6):585-590, 2016.
193. Versluis A, Messer H, Pintado M. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, 39(12):931-939, 2006.
194. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*, 29(8):523-528, 2003.
195. Jamleh A, Komabayashi T, Ebihara A, Nassar M, Watanabe S, Yoshioka T ve ark. Root surface strain during canal shaping and its influence on apical microcrack development: a preliminary investigation. *Int Endod J*, 48(12):1103-1111, 2015.
196. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *J Endod*, 41(2):261-264, 2015.
197. Pop I, Manoharan A, Zanini F, Tromba G, Patel S, Foschi F. Synchrotron light-based  $\mu$ CT to analyse the presence of dentinal microcracks post-rotary and reciprocating NiTi instrumentation. *Clin Oral Investig*, 19(1):11-16, 2015.
198. Abou El Nasr HM ve Abd El Kader KG. Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *J Endod*, 40(6):849-851, 2014.

199. Karataş D. Farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin dentin çatlağı oluşturmadaki etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Erzurum, 2014.
200. Yum J, Cheung GSP, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. J Endod, 37(3):382-386, 2011.
201. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. Dent Traumatol, 16(3):95-100, 2000.
202. Suffridge CB, Hartwell GR, Walker TL. Cleaning efficiency of nickel-titanium GT and. 04 rotary files when used in a torque-controlled rotary handpiece. J Endod, 29(5):346-348, 2003.



