



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**GÜMÜŞ İYON YÜZEY KAPLAMASI İLE  
KAPLANMIŞ DÖNER KÖK KANAL  
EĞELERİNİN ANTİMİKROBİYAL VE  
KESME ETKİNLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Sabri CORA

DOKTORA TEZİ

Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Doç. Dr. Kürşat ER

TRABZON - 2013





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**GÜMÜŞ İYON YÜZEY KAPLAMASI İLE  
KAPLANMIŞ DÖNER KÖK KANAL  
EĞELERİNİN ANTİMİKROBİYAL VE  
KESME ETKİNLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Sabri CORA

DOKTORA TEZİ

Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Doç. Dr. Kürşat ER

TRABZON - 2013

## ONAY

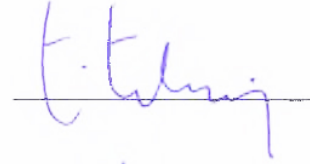
Bu tez Doktora Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Endodonti Anabilim Dalı Başkanı

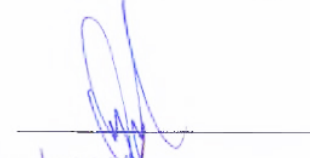
Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Sabri CORA'nın hazırladığı 'Gümüş İyon Yüzey Kaplaması ile Kaplanmış Döner Kök Kanal Eğelerinin Antimikrobiyal ve Kesme Etkinliklerinin İncelenmesi' başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR

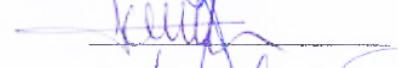


Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ



Doç. Dr. Kürşat ER



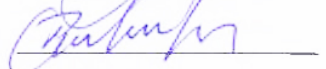
Doç. Dr. Tamer TAŞDEMİR



Doç Dr. Tahsin YILDIRIM



Yrd. Doç. Dr. Kadir Tolga CEYHANLI



Tarih: 29/01/2013

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun .../.../... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

09.01.2013

Sabri CORA

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmam ve eğitim sürecim boyunca değerli bilgileri ile yol gösteren tez danışmanlarım KTÜ Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Tamer Taşdemir'e ve Akdeniz Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Kürşat Er'e; çalışmamın mikrobiyal test ve yüzey kaplama işlemi aşamalarında yardımını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü Anorganik Kimya Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Nadir Kiraz'a; istatistiksel analiz ve yorumları için desteğini aldığım değerli hocalarım Sayın Süleyman Güven'e ve Sayın Tamer Tüzüner'e; bu çalışmayı 2010.127.0031 proje numarası ile destekleyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na teşekkürü bir borç biliyorum.

Beni her zaman destekleyen, yanımda olan aileme ve hayattaki en değerli varlıklarım eşim Ayfer'e ve oğlum Özer'e sabır ve anlayışlarından dolayı minnettarım.

Araş. Gör. Sabri CORA

## İÇİNDEKİLER

|                                                                            | Sayfa |
|----------------------------------------------------------------------------|-------|
| <b>BOŞ SAYFA</b>                                                           |       |
| <b>İÇ KAPAK</b>                                                            |       |
| <b>ONAY</b>                                                                |       |
| <b>BEYAN</b>                                                               |       |
| <b>TEŞEKKÜR</b>                                                            |       |
| <b>İÇİNDEKİLER</b>                                                         | vi    |
| <b>SİMGELER, KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ</b>                           | ix    |
| <b>1. ÖZET</b>                                                             | 1     |
| <b>2. SUMMARY</b>                                                          | 2     |
| <b>3. GİRİŞ VE AMAÇ</b>                                                    | 3     |
| <b>4. GENEL BİLGİLER</b>                                                   | 4     |
| <b>4.1 Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Aletler</b>                    | 4     |
| <b>4.1.1 Nikel Titanyum Kök Kanal Aletleri</b>                             | 5     |
| <b>4.2 NiTi Alaşımların Metalurjik Özellikleri</b>                         | 6     |
| <b>4.2.1 NiTi Alaşımların Şekil Hafızası Özelliği</b>                      | 6     |
| <b>4.2.2 NiTi Alaşımların Süperelastisite Özelliği</b>                     | 7     |
| <b>4.3 NiTi Alaşım Üretim Süreci</b>                                       | 7     |
| <b>4.3.1 NiTi Alaşımların Üretim Sürecinin Meydana Getirdiği Defektler</b> | 8     |
| <b>4.4 Döner Kök Kanal Eğelerinin Çalışma Prensipleri</b>                  | 9     |
| <b>4.5 ProTaper Sistemi</b>                                                | 10    |
| <b>4.6 NiTi Döner Kök Kanal Eğelerinin Kesme Etkinlikleri</b>              | 10    |
| <b>4.7 NiTi Döner Kök Kanal Eğelerinin Kırılma Nedenleri</b>               | 12    |
| <b>4.7.1 Fleksural Yorulmaya Bağlı Kırılma</b>                             | 13    |
| <b>4.7.2 Torsiyonel Kırılma</b>                                            | 13    |
| <b>4.8 NiTi Alaşımların Yüzey Modifikasyonları</b>                         | 13    |
| <b>4.8.1 Mekanik Olarak Modifiye Edilmiş Yüzeyler</b>                      | 14    |
| <b>4.8.2 Kimyasal ve Elektrokimyasal Olarak Modifiye Edilmiş Yüzeyler</b>  | 14    |
| <b>4.8.3 Isı ile Yüzey Muamelesi</b>                                       | 15    |

|                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.8.4 İyon ve Enerji Kaynaklarıyla Yüzey Modifikasyonları                                        | 17 |
| 4.8.4.1 Geleneksel İyon İmplantasyonu ve Elektron Işın Demeti                                    | 17 |
| 4.8.4.2 Plazma İmmersiyon İyon İmplantasyonu                                                     | 18 |
| 4.8.5 Derin Kuru Kriyojenik Tedavi                                                               | 19 |
| 4.8.6 Sol-jel ve Hidrojen Peroksit ile Yüzey İşlemleri                                           | 20 |
| 4.9 Kök Kanal Sisteminin Enfeksiyonunda Rol Alan Mikroorganizmalar                               | 20 |
| 4.9.1 Enterococcus Faecalis                                                                      | 21 |
| 4.10 Diş Hekimliğinde Kullanılan Aletlerin Sterilizasyonu                                        | 23 |
| 4.10.1 Sterilizasyon İşlemi Öncesi Temizleme                                                     | 24 |
| 4.10.2 Paketleme                                                                                 | 26 |
| 4.10.3 Sterilizasyon                                                                             | 26 |
| 4.10.3.1 Basıncılı Buhar Sterilizasyonu                                                          | 26 |
| 4.10.3.2 Kuru Hava Sterilizasyonu                                                                | 27 |
| 4.10.3.3 Düşük Isı ile Sterilizasyon Yöntemleri                                                  | 27 |
| 4.10.4 Otoklav ile Sterilizasyonun NiTi Eğeler Üzerine Etkisi                                    | 28 |
| 4.11 Antimikrobiyal Yüzey Kaplamaları                                                            | 29 |
| 4.11.1 Organik Materyaller                                                                       | 29 |
| 4.11.2 İnorganik Materyaller                                                                     | 30 |
| 4.11.2.1 Antimikrobiyal Ag Materyaller                                                           | 32 |
| 4.12 İnce Film Yüzey Kaplama Yöntemleri                                                          | 33 |
| 4.12.1 Sol-jel Yöntemi                                                                           | 34 |
| 4.12.1.1 Daldırma Kaplama (Dip-Coating) Yöntemi                                                  | 34 |
| 4.12.1.2 Döndürme Kaplama (Spin-Coating) Yöntemi                                                 | 36 |
| 4.12.1.3 Püskürterek Kaplama (Spray Coating) Yöntemi                                             | 36 |
| 5. GEREÇ VE YÖNTEM                                                                               | 38 |
| 5.1 Ag İyon Yüzey Kaplamasının Hazırlanması                                                      | 38 |
| 5.2 Ag İyon Kaplama Malzemesinin <i>E.faecalis</i> 'e Karşı Antibakteriyel Etkisinin İncelenmesi | 40 |
| 5.3 Kök Kanal Eğelerinin Kaplama Malzemesiyle Kaplanması                                         | 40 |
| 5.4 Kesme Etkinliğinin Ağırlık Kaybı Ölçümüyle Belirlenmesi                                      | 41 |
| 5.5 Simule Kök Kanalı Resin Blokların Preparasyonu                                               | 41 |



|                                                                                       |            |
|---------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>5.6 Preparasyon Sürelerinin Kaydedilmesi</b>                                       | <b>42</b>  |
| <b>5.7 TEM ile Görüntü Elde Etme</b>                                                  | <b>43</b>  |
| <b>5.8 Eğe Yüzeylerinin EDS ile Analizi</b>                                           | <b>44</b>  |
| <b>5.9 İstatistiksel Analiz</b>                                                       | <b>44</b>  |
| <b>6. BULGULAR</b>                                                                    | <b>45</b>  |
| <b>6.1 Bakteri Testi Sonuçları</b>                                                    | <b>45</b>  |
| <b>6.2 Preparasyon Sonrası Ağırlık Kaybının İstatistiksel Analiz Sonuçları</b>        | <b>49</b>  |
| <b>6.3 Preparasyon Sürelerinin İstatistiksel Analiz Sonuçları</b>                     | <b>49</b>  |
| <b>6.4 Preparasyon Öncesinde Eğelerin TEM ile Elde Edilen Görüntülerinin Analizi</b>  | <b>55</b>  |
| <b>6.5 Preparasyon Sonrasında Eğelerin TEM ile Elde Edilen Görüntülerinin Analizi</b> | <b>61</b>  |
| <b>6.6 Kanal Eğelerinin Yüzeylerinin Elemental Analiz Sonuçları</b>                   | <b>67</b>  |
| <b>6.6.1 Preparasyon Öncesinde Eğelerin EDS ile Yüzey Analizi Bulguları</b>           | <b>69</b>  |
| <b>6.6.2 Preparasyon Sonrasında Eğelerin EDS ile Yüzey Analizi Bulguları</b>          | <b>75</b>  |
| <b>6.7 Eğe Yüzey Kaplama Kalınlığının TEM'deki Ölçüm Bulguları</b>                    | <b>82</b>  |
| <b>7. TARTIŞMA</b>                                                                    | <b>84</b>  |
| <b>7.1 Sonuç ve Öneriler</b>                                                          | <b>99</b>  |
| <b>8. KAYNAKLAR</b>                                                                   | <b>101</b> |
| <b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>                                                                    | <b>133</b> |

## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

|             |                                         |
|-------------|-----------------------------------------|
| <b>NiTi</b> | Nikel-Titanyum                          |
| <b>TEM</b>  | Tarama Elektron Mikroskop               |
| <b>EP</b>   | Electropolishing                        |
| <b>EDS</b>  | Enerji-dispersif X-ray Spektrofotometri |
| <b>AFM</b>  | Atomic force microscopy                 |
| <b>UV</b>   | Ultraviyole                             |
| <b>SE</b>   | İkincil Elektron                        |
| <b>BSE</b>  | Geri Saçılım Elektron                   |
| <b>VHN</b>  | Vickers Hardness Number                 |
| <b>PMN</b>  | Polimorfonükleer                        |
| <b>pH</b>   | Power of hydrogen (hidrojen gücü)       |
| <b>sa</b>   | Saat                                    |
| <b>dk</b>   | Dakika                                  |
| <b>CFU</b>  | Koloni Oluşturan Ünite                  |

### Simgeler

|                       |                  |
|-----------------------|------------------|
| <b>°C</b>             | Santigrat derece |
| <b>%</b>              | Yüzde            |
| <b>#</b>              | Boyut            |
| <b>Ag<sup>+</sup></b> | Gümüş Katyon     |
| <b>Ag</b>             | Gümüş            |

### Formüller

|                             |                                         |
|-----------------------------|-----------------------------------------|
| <b>NaOCl</b>                | Sodyum Hipoklorit                       |
| <b>GLYMO</b>                | 3-(glisidiloksipropil) trimetoksi silan |
| <b>HacacOEt</b>             | Etilasetoasetat                         |
| <b>AgNO<sub>3</sub></b>     | Gümüş Nitrat                            |
| <b>IPA</b>                  | İzopropil Alkol                         |
| <b>EtOH</b>                 | Etil Alkol                              |
| <b>Ac</b>                   | Aseton                                  |
| <b>Al(OsBu)<sub>3</sub></b> | Aluminium-tri-sec-butoxide              |

## ÖZET

### Gümüş İyon Yüzey Kaplaması ile Kaplanmış Döner Kök Kanal Eğelerinin Antimikrobiyal ve Kesme Etkinliklerinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, sterilizasyon işlemiyle zarar gören kanal eğe yüzeylerinin sterilizasyon işlemine gerek kalmadan mikroorganizmalardan arındırılmasını sağlayacak ve eğelerin klinik kullanımını olumsuz etkilemeyecek bir yüzey kaplamasının elde edilebilirliğinin incelenmesidir. Eğeler kaplanmadan önce yapılan pilot çalışmada % 2 Ag iyon içerikli yüzey kaplama malzemesinin *E.faecalis*'i (ATCC 29212) 10 dakika içerisinde % 100 oranında yok ettiği tespit edildi ve ProTaper Universal döner kök kanal eğelerine uygulandı. Grup I (50 mm/dk hızla kaplanan eğeler), Grup II (25 mm/dk hızla kaplanan eğeler) ve Grup III (kaplama uygulanmayan eğeler) şeklinde 3 grup oluşturularak şeffaf rezin kök kanal bloklarında oluşturdukları ağırlık kaybına bakılarak kesme etkinlikleri ve preparasyon süreleri incelendi. Grup başına 8 eğe serisinin (bir eğe serisi S1, S2, Sx, F1, F2) her biri 5 rezin blokta kullanıldı. Preparasyon sonrası ağırlık kaybı 0.0001 g hassasiyette teraziyle, preparasyon süresi kronometre ile saniye cinsinden ölçüldü. Preparasyon öncesi ve sonrasında TEM ile x200, 500, 1000 büyütmede yüzey incelemesi ve x3000 büyütmede kaplama kalınlığını ölçmek için aletlerin kesit incelemesi yapıldı. Preparasyon süresi ve kesme etkinliğinin istatistiksel analizi tek yönlü ANOVA ve post hoc Bonferroni istatistik testleri ile yapıldı. Preparasyon sonrasında en fazla madde uzaklaştıran grubun Grup I olduğu görüldü ( $p < .05$ ). Grup II ve III arasında anlamlı fark yoktu ( $p > .05$ ). Preparasyon süreleri açısından tüm eğe grupları birbirleriyle anlamlı farklılık gösterdi ( $p < .05$ ) ve en uzun preparasyon süresi Grup II'de idi. Grup I, Grup III'den daha uzun preparasyon süresine sahipti ( $p > .05$ ). TEM'de, Grup I ve Grup II eğeler özellikle oluk bölgelerinde Grup III eğelerden daha pürüzlü yüzeye sahipti. Bu antimikrobiyal yüzey kaplama malzemesinin eğe yüzeyine uygulanması preparasyon sırasında antibakteriyel etkinliği arttırabilir ve eğelerin sterilizasyon gereksinimine alternatif bir uygulama bulma yolunda önemli bir adım olabilir.

**Anahtar Sözcükler:** Nitinol, Sterilizasyon, Tarama elektron mikroskopi, *Enterococcus faecalis*, Mikrobiyal inaktivasyon

## SUMMARY

### **Investigation of antimicrobial and cutting efficiencies of rotary root canal files coated with silver ion surface coating**

The aim of this study is to evaluate the feasibility of a developing surface coat both providing cleansing of the root canal file surfaces deteriorated with the sterilization process by eliminating the need for sterilization and also not affecting their clinical usage. Surface coat with 2 % Ag ion compound was found to eliminate 100 % of *E. Faecalis* (ATCC 29212) in 10 min. in a pilot study before coating the files and then it was applied to ProTaper Universal rotary root canal files. Three groups (Group I files coated in 50 mm/min, Group II files coated in 25 mm/min, Group III non-coated files) were constituted and cutting efficiencies and preparation durations were evaluated by calculating the weight loss caused by the files in transparent acrylic blocks. Each of 8 file series per group were used in 5 resin blocks (one files serie consists S1, S2, Sx, F1, F2). Weight loss following preparation was calculated on a scale with 0,0001 g precision, and preparation duration with a cronometer in seconds. Surface evaluation was performed under x200, 500 and 1000 magnification of SEM images before and after preparation and section evaluation was performed in order to measure coat thickness under x3000 magnification. Statistical analysis of preparation duration and cutting efficiency was performed with one way ANOVA and post hoc Bonferroni tests. Preparation in Group I was found to be the most effective in removing material ( $p < .05$ ). Statistically significant difference could not be found between Group II and the Group III ( $p > .05$ ). All the groups demonstrated statistically significant difference in the analysis of preparation durations ( $p < .05$ ) and the longest preparation was completed in Group II while preparation was completed later in group I compared with Group III. Both Group I and Group II demonstrated distinctive surface irregularities especially in the flute regions compared with Group III files. Application of this antimicrobial surface coating material seems to be promising in improving antibacterial effectiveness of the files during preparation and finding an alternative way to the sterilization of the files.

**Key Words:** Nitinol, Sterilization, Scanning electron microscopy, Enterococcus faecalis, Microbial inactivation

## GİRİŞ ve AMAÇ

Mekanik enstrümantasyon ve kimyasal iriganların birlikte kullanımıyla sağlanan kemomekanik preparasyon kök kanal dezenfeksiyonunda kritik öneme sahiptir. Mekanik enstrümantasyon işleminde kullanılan kök kanal eğeleri son yıllarda büyük gelişmeler sergilemiştir. Nikel-Titanyum (NiTi) eğelerle prepare edilen kanalların daha az düzleşme eğiliminde olduğu, daha az apikal kanal transportasyonuna ve perforasyona maruz kaldıkları gösterilmiştir (1-3). Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin mikroorganizma içeren artıklarından arındırılması için standart enfeksiyon kontrol protokolleri uygulanmaktadır. Döner NiTi eğeler yüksek maliyetlerinden dolayı, genellikle otoklav sterilizasyonu sonrasında tekrar kullanılmaktadır (4,5). Bununla birlikte, otoklav ile sterilizasyon işleminin eğelerin kesme etkinliklerinde azalma (6,7), yüzey düzensizliklerinde artış (8,9), kimyasal kompozisyonlarında değişiklikler (10) ve döngüsel yorulmaya karşı dirençlerinde azalma (11) gibi birçok olumsuz etkilerinin olduğu rapor edilmiştir. Alternatif olarak en fazla bir kez sterilizasyon işleminin kabul edilebilir olduğu iddia edilmiştir (9). Otoklavla sterilizasyon işleminin kök kanal eğelerinin mikroorganizmalardan arındırılması için rutin olarak kullanılmalarının eğeler üzerinde olumsuz etkilerinin olduğunu gösteren bu gibi çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, sterilizasyon işlemine alternatif bir metotun bulunmasına yardımcı olacak yeni uygulamaların gerekliliği ortadadır.

Bu çalışmada Ag iyon yüzey kaplama işleminin kök kanal enstrümantasyonu sırasında kontamine olan eğelerin sterilizasyon işlemi gerektirmeden mikroorganizmalardan arındırılması için alternatif bir uygulama olup olmayacağının incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, kök kanal eğelerinin yüzeyleri antimikrobiyal etkiye sahip % 2 Ag içerikli kaplama malzemesiyle kaplanarak, bu yüzey kaplamalarının eğelerin kesme etkinliklerini nasıl etkiledikleri şeffaf rezin bloklarda belirlenmeye çalışılmıştır. NiTi döner kanal eğeleri ile rezin bloklarda yapılan preparasyon işlemi sonrasında ege yüzeyindeki kaplama materyalinde herhangi bir değişiklik olup olmadığı TEM ve EDS analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

## GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisi, dişin koronal ve kök kısmında bulunan canlı veya nekrotik pulpa dokusunun kemomekanik preparasyonla uzaklaştırılması sonrası oluşturulan boşluğun sızdırmaz bir materyalle doldurulması işlemidir. Bu işlem, kök kanal sisteminden vital ve nekrotik dokuların enfekte kök dentiniyle birlikte uzaklaştırılmasını içerir (12). Mekanik enstrumantasyon ve antibakteriyel irigasyon kombinasyonu ile yapılan kök kanalının kemomekanik preparasyonu, kanal dezenfeksiyonunda kritik bir aşamadır. Grossman (13), bu işlemi biyomekanik preparasyon olarak tanımlamaktadır. Endodontik tedavide, kök kanal boşluğunu çevreleyen dentinden eşit miktarda dentin yapısı uzaklaştırıp orjinal kanal şeklini koruyarak, iriganlar ve medikamanlarla dezenfeksiyonun kolaylaştırılması amaçlanmaktadır (14). Böylece, kanal preparasyonu, enfeksiyonu elimine etmede esas teşkil eder. Daha sonra, potansiyel mikroorganizma giriş yollarının kapatılması ve kanal içerisinde hayatta kalan mikroorganizmaların hapsedilmesi amacıyla kök kanal dolgusu yerleştirilir ve koronal restorasyon işlemi uygulanır. Kök kanalının mikrobiyal enfeksiyonu apikal periodontitisin primer nedenidir (15). Endodontik tedavinin temel amacı apikal periodontitisi önlemek veya tedavi etmektir. Apikal periodontitisli dişlerde, bakteri tüm kök kanal sistemi boyunca invaze ve kolonize olur ve tedavi, kök kanal sisteminden mikroorganizmaların eliminasyonu ve yeniden enfeksiyonun önlenmesi yönündedir.

### 4.1 Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Aletler

Kök kanal preparasyonu ve pulpa koterizasyonunu sistematik şekilde anlatan literatürdeki ilk kitap Fauchard tarafından 1700'lü yıllarda yayınlanmıştır (16). Lilley, 18. yüzyılın sonlarında endodontik tedavide ilkel el enstrümanları, ekskavatörler, demir koter enstrümanları ile esnek ve ince yapıda olmayan kanal enstrümanlarının varlığını bildirmiştir (17). Sonrasında, Edward Maynard (13,18), pulpa dokusunun ekstirpasyonu amacıyla yuvarlak kesite sahip telde çentikler oluşturarak küçük iğne şeklinde el enstrümanları geliştirmiştir. 19. yüzyılın ortalarında, kök kanallarını genişletmek ve preparasyon sonrası düzgün kanal şekli sağlamak için üç veya dört kenarlı broach eğeler tanımlanmıştır (19). Sonraki dönemde Gates Glidden frez ve K-file preparasyon için bulunmuş ve Trebitsch (1929) ve Ingle (1958) preparasyon amaçlı kullanılan eğelere bir standardizasyon getirmeyi amaçlamıştır. Bu standardizasyon çabaları ancak 1974

yılında Endodontik Enstrümanların ISO (International Standards Organisation) spesifikasyonları adı altında yayınlanmıştır (20).

Endodontik döner eğeleri ilk olarak tanımlayan Oltramare, dörtgen kesitli ince iğneleri apikale doğru pasif şekilde yerleştirmiş ve rotasyon hareketi yaptırmıştır (20). Endodontik mikromotoru 1889 yılında ilk geliştiren kişi William H. Rollins olup 100 rpm'de özel dizayna sahip iğnelerle 360° rotasyonda dental mikromotor kullanımını tanımlamıştır (21). Sonraki yıllarda endodontik mikromotorların kullanıldığı çok sayıda sistem geliştirilmiştir.

#### **4.1.1 Nikel Titanyum Kök Kanal Aletleri**

Paslanmaz çelik eğelerin düşük fleksibiliteleri ve kök kanalı içerisinde transportasyon, basamak oluşumu ve blokaj gibi preparasyon hatalarına neden olma potansiyellerinden dolayı NiTi alaşımın endodontik alet üretiminde kullanımını öngören ilk araştırmacılar Civjan ve arkadaşlarıdır (22). Walia ve ark. (23), paslanmaz çelik eğelere göre NiTi eğelerin 2-3 kat daha fazla fleksibilite ve torsiyon sergilediğini ve torsiyonel kırılmaya karşı üstün dirence sahip olduğunu göstermişlerdir. NiTi endodontik eğelerin eğri kök kanalı preparasyonunda umut vadettiğini bildirmişlerdir. 1992 yılında NiTi kök kanal eğeleri eğitim müfredatına dahil edilmiştir. Daha sonraki dönemde NiTi el eğeleri ile yapılan kök kanal preparasyonunun süresini azaltmak ve preparasyon kalitesini arttırmak için döner NiTi eğelerin kullanımıyla kök kanal enstrümentasyonunda önemli bir adım atılmıştır (24). Sonrasında, klinik uygulamalarda döner NiTi eğelerin daha az kanal transportasyonuna neden olduğu (25,26) ve tedavi süresini kısalttığı bulunmuştur.

NiTi döner eğelerde yeni mühendislik tasarımları kullanılmıştır ki bu eğeler ISO standart % 2 açılanmalı eğelerden belirgin farklılıklar göstermektedir. NiTi döner eğeler günümüzde preparasyon amacıyla yaygın şekilde kullanılmaktadır. El eğelerine kıyasla NiTi döner eğelerin kullanımı hem daha kolaydır hem de daha az zaman alır (27). Döner NiTi eğeler orjinal kanal kurvatürünü korurlar ve kök kanalının uygun şekilde açılı preparasyonunu sağlarlar (25,28).

NiTi eğelerle paslanmaz çelik eğelerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda bazı kriterler bakımından paslanmaz çelik eğeler daha üstün bulunmuştur. Paslanmaz çelik eğeler plastik deformasyona daha yatkın olmalarının yanında kırılmadan önce klinisyen tarafından gözle belirlenebilir deformasyona uğrarken (29) NiTi döner eğelerde plastik

deformasyonun gözle tesbit edilememesi (30) NiTi eğerlerin dezavantajlarından biridir. Ayrıca, NiTi el eğerlerinin dentini kesme yeteneklerinin paslanmaz çelik eğerlerden az olduğu Walia ve ark.'nın (23) çalışmasında gösterilmiştir.

Nitinol tellerin süperelastik davranışı, üzerlerindeki yük kalktığında deformasyon oluşmadan orjinal şekillerine dönmelerini sağlar (31,32). NiTi alaşımın paslanmaz çeliğe göre daha fazla dayanıklılık ve daha düşük elastisite modülüne sahip olduğu bulunmuştur (23,33,34). Bu özelliği eğri kök kanallarının preparasyonu sırasında NiTi eğerlerin kullanılmasının avantaj sağlayacağını gösterir. Çünkü, bu eğerler geleneksel alaşımlarda rastlandığı şekilde kalıcı olarak kolay deforme olmazlar (35,36). Paslanmaz çelik eğerler 2-3 kat daha az fleksibl olduklarından (23), daha kolay plastik deformasyona uğrarlar ve sonunda eski şekillerine dönemezler (37). Patino ve ark.'nın (30) çalışmasında, rotasyon hareketinde NiTi eğerlerin paslanmaz çelik eğerlerden yaklaşık 8 kat daha fazla döndürülmesi sonrasında kırıldığı gözlemlenmiştir.

#### **4.2 NiTi Alaşımların Metalurjik Özellikleri**

NiTi alaşım 1960'lı yılların başlarında Buehler tarafından geliştirildi (38). NiTi intermetalik alaşımın, spesifik, kontrollü ısı uygulamasından geçirildiğinde şekil hafızası etkisi üretme yeteneğine sahip termodinamik özellikte bir madde olduğu bulundu (38). Nitinol adı, alaşımdaki elementlerin adlarından ve bulunduğu laboratuvar isminin kısaltmasından elde edilmiştir. Nitinol, şekil hafızası ve süperelastisite eşsiz özelliklerine sahip olduğu belirlenen intermetalik alaşım ailesinin bir üyesidir. Bu alaşımların diğer özellikleri biyouyumlu olmaları ve korozyona yüksek direnç göstermeleridir (39).

##### **4.2.1 NiTi Alaşımların Şekil Hafızası Özelliği**

NiTi alaşımların şekil hafızası, düşük sıcaklıklarda martensit ve yüksek sıcaklıklarda ostenit adında iki farklı kristal yapının rol aldığı bir alaşım özelliğidir. Bu iki faz arasında uygulanan gerilim miktarına ve sıcaklığa göre geçişler söz konusudur (40). Martensit ve ostenit fazları arasındaki geçiş sıcaklıkları alaşımdaki element oranlarıyla ilişkilidir. Bu geçiş sıcaklığın altındaki sıcaklıklar martensitik, üstündeki sıcaklıklarda ise ostenitik faz söz konusudur. NiTi alaşımın kristal yapısı 100 °C'de stabil olup gövde merkezli bu kübik ağ yapıya ostenit faz veya anafaz denir. Nitinol kritik transformasyon sıcaklık aralığına (TTR) soğutulduğunda belirli bir özellik sergiler ve alaşım elastisite modülünde, akma dayanımında ve elektrik direncinde elektron



bağlanmasındaki değişikliklerin bir sonucu olarak dramatik değişiklikler gösterir. Bu aralıkta sıcaklığı azaltarak ya da soğutarak, martensitik transformasyon olarak bilinen kristal yapı değişikliği olur; transformasyon miktarı  $M_s$  (martensitik yapının başlangıcı) ve  $M_f$ 'nin (tam martensitik dönüşüm hali) bir fonksiyonudur. Bu fenomen alaşımanın fiziksel özelliklerinde değişikliğe neden olur (41) ve şekil hafızası özelliği sağlar.

#### 4.2.2 NiTi Alaşımların Süperelastisite Özelliği

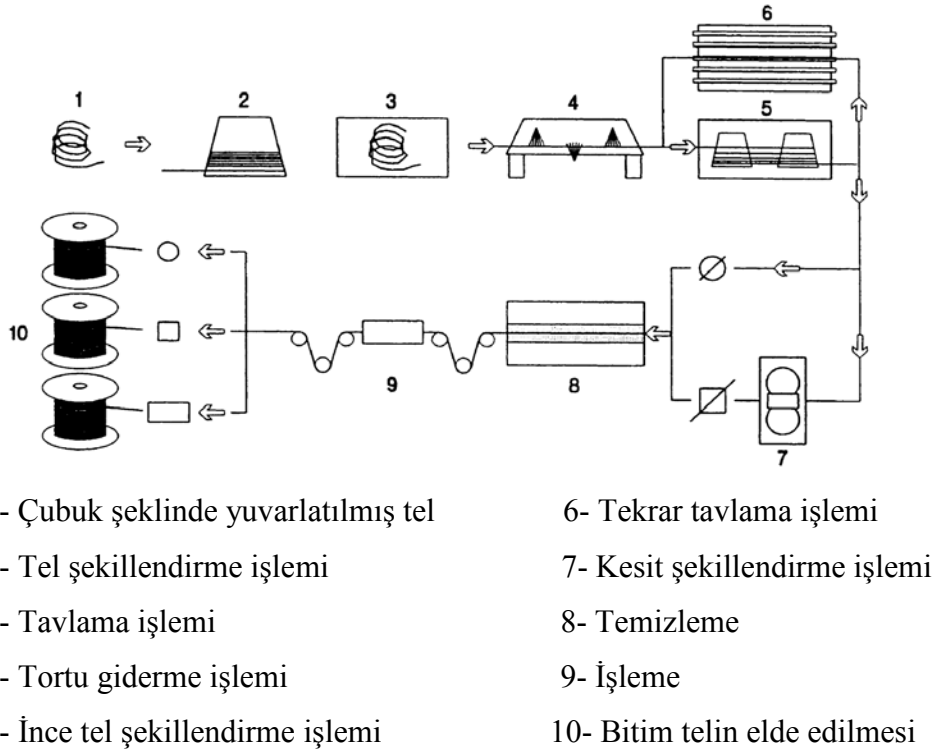
Süperelastik özellik, uygulanan yükte meydana gelen gerilme sonrasında martensitik faza dönüş ve yük ortadan kaldırıldığında ostenitik faza dönüşümle meydana gelir (42). Süperelastisitenin ostenit ve martensit arasında geri dönüşümlü faz transformasyonu ile oluştuğu dikkate alındığında, transformasyon sıcaklıkları ve davranışları NiTi'nin mekanik özelliklerinde önemli etkiler yaratır (43). Nitinol alaşımanın bu özelliği kanal eğelerinin üretiminde devrim niteliğindedir. NiTi alaşımlar elastik kapasitelerinin % 8 aşıldığı durumda dahi tamamen eski hallerine dönme yetisine sahiptirler (36). Bu özelliği sayesinde önceden eğim verilerek kullanılmasına gerek kalmadan eğelerin kanalları düzleştirme eğilimlerinin üstesinden gelinmiştir.

#### 4.3 NiTi Alaşım Üretim Süreci

Kök kanal tedavisinde kullanılan NiTi alaşımlar yaklaşık olarak % 56 (ağırlık) nikel ve % 44 (ağırlık) titanyum içerir. Bazı NiTi alaşımlarda, az miktarda kobalt bulunabilir (% <2 ağırlık) (36). NiTi alaşımanın üretimi birkaç aşamayı içerir. Bunlar; vakum altında eritme/döküm, preste dövme, radyal dövme ve çubuk veya tel sarmadır. Geçmişte NiTi alaşımlar ark ve indüksiyon eritme metoduyla üretilirlerdi (44). Fakat ark eritme işleminde kimyasal homojenite sağlamak için tekrar eritme işlemleri uygulanmaktaydı (36). Günümüzde grafit potalar içinde vakumla indüklenen eritme işlemi uygulanarak, alaşımanın etkin şekilde karışması ve eriyiğinde çok az miktarda karbon kontaminasyonu oluşması sağlanmıştır. Bu oksit düzensizlikleri Nitinol-55'in temel özelliklerini etkilemez. Çifte vakum eritme üretim işlemiyle, alaşıma mekanik özellikleri kazandırılır ve alaşımanın saf, kaliteli olması sağlanır (45). Vakum indüksiyonla eritme işlemi öncesi ham materyallerin formülasyonları dikkatli şekilde yapılır. Sonrasında alaşım kimyası, homojenitesi ve yapısı vakum ark tekrar eritme işlemiyle geliştirilir. Elde edilmek istenen ürün özelliğine istinaden, çifte eritilen külçeler sıcak olarak ve sonra soğuk olarak istenilen şekil ve boyutlarda işlenmektedir. Son olarak da alaşım yüzeyi mekanik olarak temizlenir (36).

Nitinol-55, Nitinol-60 alaşıma göre sıcakken daha kolay işlenir. Alaşım direnci düşük sıcaklık deformasyonuna doğru oluşarak en az % 12 gerilim uzaması görülür.

Endodontik eğelerde, döküm materyali çekme tel oluşturmak için basınç altında dövme işlemi öncesinde silindirik şekilde dövülür. Sonrasında, tele uygulanan baskıyla açıldırılmış bir şekil oluşturmak için tel yuvarlatılır. Yapım aşamasında, kon üzerindeki telin işlenmesini içeren çubuk şeklinde yuvarlatma, halka konumundaki teli tavlama, tortu giderilmesi ve düz bir konfigürasyonda telin tekrar tavlama sonrası daha ince tel işlenmesi işlemleri uygulanır. Bitirilen teller makine ile işlemeyen önce makarada saklanır. Döner eğelerde makineyle işleme öncesinde kare, dikdörtgen veya yuvarlak şekil oluşturularak sonunda telin asıl profili veya kesit şekli oluşturulur (36). Nitinol telin üretim aşamaları Şekil 1'de gösterilmiştir :



**Şekil 1.** Nitinol telin üretim aşamaları (36)

#### 4.3.1 NiTi Alaşımların Üretim Sürecinin Meydana Getirdiği Defektler

NiTi eğelerin üretimi paslanmaz çelik eğelerden daha karmaşıktır. Çünkü, bu eğeler bükme işlemiyle değil makinede aşındırma yoluyla üretilirler. Bu işlem kesme etkinliklerini olumsuz etkiler (36). Makine işlemi sırasında NiTi alaşım yüzeyinde düzensiz şekilde stres oluşumu söz konusu olup, plastik deformasyon, çatlak, işleme olukları, pit ve fissürler ve metalde katlanmalar meydana gelebilmektedir (32,46,47).

Üretim sırasındaki diğer farklılıklar eğelerin kesme yeteneğini tehlikeye sokabilen ve korozyona zemin hazırlayan kesici kenarlar üzerindeki metal-flashların (rolling over) varlığıdır. Üretim sırasında olukların makineyle işlenmesi yüzeyin sertleşmesine neden olur. Bu sertleşme sonucu daha kırılğan bölgeler oluşur. Bu kırılğan bölgeler kristalin bozulma merkezleri olduğu düşünülen mikroçatlaklar ve izleri içerir. Bu bölgelerden çatlak gittikçe genişler ve sonunda NiTi aletin kırılmasına yol açar (36,48).

TEM ile hem yeni hem de kullanılmış NiTi eğelerin yüzeylerinde mikroçatlaklar, makineyle işleme olukları gibi defektler gösterilmiştir. Bu oluşumların eğe hasarının başladığı yerler olduğu ve varlıklarının aletin kırılma riskini arttırdığı gösterilmiştir (7). Ayrıca, Kuhn ve ark.'nın (48) yaptığı çalışmada, NiTi alaşımların yüzeylerindeki bu defektlerin stresin toplandığı ve çatlağın başladığı alanlar olarak rol oynadıkları ve çatlak ilerlemesiyle kopmanın meydana geldiği gösterilmiştir.

#### **4.4 Döner Kök Kanal Eğelerinin Çalışma Prensipleri**

Kök kanalının enstrumantasyonunda kullanılan geleneksel el eğeleri % 2'lik bir açılanmayla üretilirken, döner NiTi eğeleri daha büyük açılanmalarla dizayn edilmektedir. Böylece en dar kısmı apikal foramen olan ve koronale doğru genişleyen konik bir form elde edilebilmektedir (49). Değişken açılarla üretilen bazı sistemlerde, döner eğeler kanal içinde aktif olarak sadece belirli bir bölgede kesme işlemi yapacağından, kök kanal duvarının her tarafına temas etmeyerek daha az strese maruz kalırlar ve daha az sıkışma ve kırılma riski taşırlar (50). Spesifik bölgeleri kesen bu eğelerin kullanımında aşırı baskı uygulanmadan, uygun tabirle kalem tutar gibi kullanılarak kanalda ilerlenmesi çok önem arzeder (51,52). Kök kanal eğesine bastırılmadan pasif bir basınç uygulayarak işlem yapılmalı ve kanal içerisinde dirençle karşılaşıldığı durumda hemen geri çekilmelidir. Özellikle eğri ve dar kanallarda kullanım sonrasında eğe yüzeyi büyütme ile kontrol edilmeli, herhangi bir deformasyon tespit edilirse kullanılmamalıdır (53).

Crown-down prensibiyle genişletme yapan döner eğe sistemlerinin genelinde koronal üçlüyü daha iyi genişleterek irigasyon, enstrumantasyon ve doldurma işlemlerinin daha etkili ve kolay yapılmasını sağlayan açılanma yüzdesi fazla olan eğeler vardır. NiTi döner kök kanal eğe sistemlerinin belirli bir hız ve torkta uygulanması gerekir (49,53). Hız artmasıyla kesme etkinliği artış gösterir ancak kök kanalının anatomik şeklinin olumsuz şekilde değişikliğe uğraması, alet kırılması ve

dokunma duyu kaybı gibi sorunlara yol açabilir (37,54). Günümüzde geliştirilen yeni tork kontrollü motorlar ile belirli bir rpm'de (bir dakikadaki dönme sayısı) enstrumentasyon yapılarak daha kontrollü ve standart uygulamalar elde edilir . Döner NiTi eğeleri ile enstrumentasyon sırasında lubrikant ajan kullanımı ile eğenin tork derecelerinin azaltılması (55), debris uzaklaştırma yeteneğinde artma (56) ve mekanik hareketlerinin kolaylaşması (57) sağlanır.

#### **4.5 ProTaper Sistemi**

ProTaper sistemi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) SX, S1 ve S2 şekillendirici eğelerden ve beş adet bitirme egesinden (F1-F5) oluşur (58). Bu aletlerin kanalın korondan apikale doğru prepare edildiği crown-down tekniği ile kullanımı önerilir (59-61). Eğeler değişen açılanmalara sahip crown-down tekniğine göre dizayn edilmiş gövdelerden oluşur. Eğe uçları boyutsal olarak 0.2-0.5 mm arasındadır ve 0.07, 0.08 ve 0.09 açılanmalara sahiptirler. ProTaper eğe dizaynı çok sayıda progresif açılanma ile orjinal kanal kurvatürünü yeterli şekilde korumayı amaçlar (62). Dr. Cliff Ruddle, Dr. John West ve Dr. Pierre Machtou tarafından tasarlanan ProTaper döner sistemin çapraz kesiti, keskin kesici kenarları olan, radyal alanı bulunmayan modifiye bir K-tipi eğe görünümündedir (63).

ProTaper eğeler her bir eğenin kanalda spesifik bir alan prepare etmesi için kesici bıçaklarının bulunduğu uzunluk boyunca artan yüzdelerde açılanmaya sahiptir. Böylelikle her bir eğe daha küçük bir dentin alanıyla karşılaşır. Bu dizaynın torsiyonel yükleri, eğe yorulmasını ve potansiyel kırılmaları azalttığı farzedilmektedir (50,64).

#### **4.6 NiTi Döner Kök Kanal Eğelerinin Kesme Etkinlikleri**

Kök kanal enstrumentasyonunun ana amacı orjinal kanal konfigürasyonunu koruyarak kök kanal sisteminin etkin şekilde şekillendirilmesi ve temizlenmesidir. Enstrumentasyon, kök kanal boşluğunun etkili irigasyonu ve üç boyutlu obturasyonunu kolaylaştırmak için apikal daralımdan kanal ağzına kadar artan çapta açılı konik preparasyon oluşturmayı da amaçlar (65). İlk döner NiTi eğenin piyasaya sunulduğu geçen 23 yıl içinde üreticilerin hem güvenilir hem de uygun kesme etkinliği elde etme çabaları sözkonusudur.

Şekillendirme yeteneğinin yanında, esneklik, kırılmaya direnç ve kesme etkinliği endodontik eğenin en arzu edilen mekanik özellikleridir. Preparasyon aşamasında enfekte dentin büyük oranda uzaklaştırılır ve yeterli konik şekilli preparasyon sağlanır.

NiTi eğeleri psödoelastik özellikleri nedeniyle bükölme ile üretimden ziyade makineyle işlenerek üretilirler. Bu süreçte kesici yüzeylerde defektler ortaya çıkar ve aletin kesme etkinliği bu durumdan olumsuz olarak etkilenir (36). NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere göre daha düşük mikrosertliğe sahiptirler (303-362 VHN, 522-542 VHN) (66). Üretimden dolayı oluşan yüzey bozuklukları ve paslanmaz çelik eğelere göre mikrosertliklerinin daha düşük olması aşırı kullanımlarda eğeleri köreltir ve kesme etkinliklerini azaltır (67). Ancak, NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha iyi kesme etkinliği sergilediği gösterilmiştir (68,69). NiTi eğelerin dayanıklılıklarını ve dirençlerini geliştirmek kök kanal eğelerinin kırılması gibi dezavantajları elimine eder (70).

Makineyle işleme esnasındaki bozuklukların yüzey kaplamasıyla giderilmesi (70), boron implantasyonu ve nitrojen iyon implantasyonu (7), Ion-beam yüzey modifikasyonu (71), termal nitridasyon işlemi (6,7), termal metal organik kimyasal buhar depozisyonu tekniği gibi girişimlerin (67,72) kullanım dayanıklılığını ve kesme etkinliğini olumlu etkilediği gösterilmiştir. Kriyojenik işlem NiTi eğelerin sadece yüzeyini değil eğenin tüm kesitini etkiler (73). İşlem ısısına bağlı olarak derin ve sığ olmak üzere iki tip kriyojenik işlem mevcuttur (73). Sıfırın altında konvansiyonel işlem yaklaşık -80 °C'de uygulanır (sığ) (74). Ancak likit nitrojen ile -185 °C'de (75) ve -196 °C'de (76) (derin) yapılan daha düşük sıcaklıklarda bile dayanma süresi geliştirilmiştir. Kriyojenik işleme tabi tutulan paslanmaz çelik el eğelerinde kesme etkinliği ve kullanım dayanıklılığında değişiklik olmazken (77) derin kriyojenik işlem ile NiTi K-tipi eğelerin mikrosertliklerinde artış görölmüştür (78).

Kök kanal eğelerinin kesme etkinliği birbiriyle ilişkili farklı parametrelere bağlıdır. Bu parametrelere örnek olarak metalurjik özellikler, kesit dizaynı, olukların keskinliği, oluk dizaynı, uç dizaynı, kesme esnasında lubrikasyon, kullanım dayanıklılığı, talaş uzaklaştırma kabiliyeti, kullanım modu, helikal ve rake açısı, eğenin yüzeyine uygulanan işlem verilebilir (79-81).

Çoğu NiTi döner eğe nötral kesme açısına veya pozitif kesme açısına sahip bıçaklara sahiptir (80,82). Pozitif kesme açısına sahip eğelerin negatif veya nötr kesme açısında sahip eğelerden daha iyi temizleme sonuçları sergilediği gösterilmiştir (83-85). Radyal kenarın kök kanal duvarının üzerini parlatma eğiliminde olduğu ve hatta debris dentin tübölü içerisine doğru ittiği ancak aktif kesici kenarların hem dentin talaşlarını

hem de pulpa artıklarını uzaklaştırdığı gösterilmiştir (25,80). Bu yüzden döner NiTi eğelerin temizleme yeteneği kesme etkinlikleri ile yakın ilişki sergiler.

Kesme etkinliği araştırmaları rotasyon sırasında (86,87) ve aşağı-yukarı hareketleriyle (88,89) ölçülmüştür.

Çeşitli materyaller üzerinde döner aletlerin kesme etkinlikleri araştırılmıştır:

- Sığır kemiği (56,86,90)
- İnsan dentini (78,91-94)
- Akrilik blok (6,95-97)
- Plexiglas (98-101)
- Paslanmaz çelik kesme blokları (102)

Döner NiTi aletlerin kesme etkinliği ölçüm metodları:

- İyi tanımlanmış kesme koşulları altında bir kesme uzunluğu birimi başına uzaklaştırılan madde hacminin ölçümü (103)
- Harcanan efor birimi başına uzaklaştırılan hacim (81)
- Kesme derinliği (92,104) veya ağırlık kaybı (90,94)
- Numune penetrasyonunun süresi (81,86)
- Bir zaman birimi başına uzaklaştırılan materyal miktarı (99,105)
- Birim enerji başına kesilen madde kütlesi (mikrogram/Joule) (99,101)

#### **4.7 NiTi Döner Kök Kanal Eğelerinin Kırılma Nedenleri**

Döner NiTi eğelerin olumlu avantajlarının yanı sıra tedavi sırasında kırılma potansiyelleri dezavantaj olarak kabul edilmektedir. Kök kanal eğelerinin kırılmasında rol oynayan faktörler;

- Kök kanal sisteminin anatomisi (kurvatür çapı ve derecesi) (106,107)
- Operatör deneyimi (108)
- Preparasyonda kullanılan hız ve tork (107,109)
- Kök kanal eğesinin önceden kullanılıp kullanılmadığı (110,111)
- Sterilizasyon prosedürleri (112,113)
- Eğe kesit alanı ve dizaynı (114,115)

NiTi eğeler aşırı veya uygunsuz bir biçimde kullanılmalarına bağlı olarak kırılma potansiyeline sahiptirler (116). Eggert ve ark. (117), NiTi endodontik eğeleri kullanım öncesi ve sonrasında mikrofotografla incelemiş ve debris, pitting ve metal striplerin varlığını göstermiştir. Eğenin kök kanalı içerisinde kırılması her zaman sorun

yaratmamakla birlikte (118), özellikle kanal preparasyonunun başlangıcında eğe kırılması, kırık parçanın apikalinde enfekte dokunun bırakılmasına yol açarak tedavi başarısını düşürür. Kök kanal eğelerinin kırılması iki şekilde olur:

#### **4.7.1 Fleksural Yorulmaya Bağlı Kırılma**

Fleksural yorulma, özellikle eğri kanalların enstrumentasyonu sırasında tekrar eden fleksiyon ve ekstansiyonlar sonucu meydana gelir. Kök kanallarındaki eğrilik boyunca rotasyon hareketi devam ederken, eğenin maksimum esneklik noktasında oluşan fleksural yorgunluk tekrar tekrar meydana gelir (106,119,120). Eğede gözle görülür bir deformasyon belirtisi olmadan kırılma meydana gelir. Fleksural yorulma direnci, spesifik bir yükleme koşulunda eğenin kırılma meydana gelene kadar dayanabildiği döngü sayısından oluşur (121).

#### **4.7.2 Torsiyonel Kırılma**

Torsiyonel yorulma ile kırılma, kanal içerisinde eğenin gövde kısmı dönmeye devam ederken, eğenin uç kısmının sıkışması sonucu oluşmaktadır (122). Apikal yönde aşırı kuvvet uygulama sırasında metalin elastik limiti aşılar ve kırılma meydana gelir.

Döngüsel yorulma sıklıkla eğri kanallarda meydana gelirken, torsiyonel yorulma düz kanallarda bile oluşabilir (123,124). Önceden fleksural yorulmaya maruz kalmış eğelerin torsiyonel yorulmaya gösterdikleri dirençte de azalma oluşur. Bu yüzden eğri kök kanalı preparasyonunda kullanılan eğelerin tekrar kullanılmamasının uygun olacağı belirtilmiştir (125). Sattapan ve ark. (122), fleksural yorulma kırığına göre torsiyonel kırılmaların % 56'lık oranla daha sıklıkta meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

#### **4.8 NiTi Alaşımların Yüzey Modifikasyonları**

Hem kullanılmış hem de kullanılmamış NiTi eğelerin yüzeylerindeki düzensizliklerin preparasyon sırasında stresin toplandığı ve çatlak başlama alanları olarak rol oynayabildiği raporları ışığında yorulma ömrünü arttırmak için yüzey modifikasyonlarıyla düzgün bir yüzey sağlanabileceği belirtilmiştir (48). Materyalin korozyona direncini arttırmak ve yüzeyinden nikeli elimine ederek biyouyumluluğunu geliştirmek için çok sayıda Nitinol yüzey modifikasyonu girişi olmuştur. Diş hekimliğinde özellikle ortodontik tellerden nikel salınımı alerjenik ve toksik olmasından dolayı önem arz etmektedir. Yüzey muamelesi ile birçok avantaj elde edilmiştir:

- Yüzey sertliğinde artış (71)
- Kesme etkinliğinde artış (6,78)

- Korozyona dirençte artış (104,126)
- Torsiyonel kırılma direncinde artış (127)
- Döngüsel yorulma direncinde artış(128)

Nitinol'un yüzey modifikasyonları Shabalovskaya ve ark. (129) tarafından da ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir.

#### **4.8.1 Mekanik Olarak Modifiye Edilmiş Yüzeyler**

Yüzey temizlenmesi ve parlatılması amacıyla geleneksel biyomateryallerin mekanik yolla yüzeyleri modifiye edilir. Bu işlem eldiven giyilerek temizleme ve parlatma solüsyonlarıyla yapılır (129). Parlatma ve temizleme solüsyonlarından ve kalsiyum pudralı eldivenlerden kaynaklanan Ca, Na, Mg, Si, P ve Cl gibi yüzey kontaminantlarının oranı % 1-8 arasındadır. Bu faktörler yüzeydeki metal konsantrasyonunu etkilerler. 20° yüzey- duyarlı açıda, XPS analizi ile yüzeyde % 1-4 Ni ve % 8-13 Ti konsantrasyonu rapor edilmiştir (130). Kalan kısım da beklenildiği üzere çoğunlukla karbon ve oksijen yüzey komponentleridir.

#### **4.8.2 Kimyasal ve Elektrokimyasal Olarak Modifiye Edilmiş Yüzeyler**

Electropolishing işlemi (EP) ve kimyasal dağlama, nitinoldeki defektif yüzey tabakası ve oksidize yüzeyin uzaklaştırılması işlemidir. Titanyum ve nikel oksit oluşumu incelendiğinde, kimyasal özelliklerden dolayı NiTi yüzeyinde daima titanyum öncelikli oksidasyon meydana gelir. Sonuçta, elektrolitler ve uygulanan rejimlere bağlı olarak nitinol yüzeyinde yaklaşık % 2-7 Ni konsantrasyonuyla titanyum oksitlere rastlanır (129). Elektrolitik asitleme, artmış Ni salınımı yapan çok pörözlü NiTi yüzeylere neden olur. EP uygulanan yüzeyler kimyasal asitlemeye nazaran daha heterojenöz yapıdadır çünkü alaşım kütesinden aldığı özelliklerden dolayı tüm fazları korur. EP yüzeylerin kimyasal asitlenmiş yüzeylere kıyasla daha heterojen yapıda olması daha az korozyona uğramasına neden olur (129).

EP işlemi iyonik bir solüsyon içerisine daldırılan materyalden, oluşan elektrik akımı sayesinde çok ince bir yüzey tabakasının uzaklaştırılmasıdır (131). Anoda bağlı enstrüman, sıcaklık kontrollü elektrolit banyosuna diğer elektrotla daldırılır ve solüsyona direk elektrik akımı verilir. Anottaki metal, solüsyon içerisinde çözünür oysa azalma reaksiyonu katotta meydana gelecektir. Bu işlem eğerin yüzey kompozisyonunu ve dokusunu değiştirir ve daha az defekt ve rezidüel yüzey streslerinin olduğu koruyucu bir film gibi daha homojen pasif bir yüzey oksit tabakası oluşur (132). Metal korozyon



direnci bu geliştirilmiş yüzeye artacaktır. NaOCl ile temizleme işlemi öncesi ve sonrasında enerji-dispersif X-ray spektrofotometri (EDS) ile yapılan 36 döner NiTi eğenin kimyasal analizinde, yüzey düzensizliklerinin korozyona daha yatkın hale geldiği ve özellikle EP uygulanmamış eğerlerde yüzey kimyasal yapısının değiştiği belirlenmiştir (133).

EP, parlak bir görüntü ve gelişmiş mekanik özellikler sunar. Herold ve ark. (134), ters kaplama veya süper pasivasyon da denilen bu işlemin mikrokırık oluşumunu engellemediğini belirtmiştir. Barbosa ve ark. (135), bir döner NiTi egeyi EP uygulanmış ve uygulanmamış haliyle incelemiş ve EP'nin döner eğenin kırılmaya direncini arttırmadığını bulmuştur. Aynı zamanda Bui ve ark. (136), EP'nin tork direncine, yorulma direncine ve kesme etkinliğine etkisini araştırmış ve aletin döngüsel yorulma direncini azalttığını ancak torsiyonel direncini ve kesme etkinliğini etkilemediğini belirtmiştir. Aksine, başka çalışmalar EP işleminin RaCe eğerlerinin yüzeyindeki makine oluklarını uzaklaştırabildiğini ve yorulma direncini arttırdığını bulmuştur (137,138). Boessler ve ark.'nın (139) in vitro çalışmalarında EP'nin ege ömrünü etkilemediği ve torsiyonel dayanıklılığı arttırdığı bulunmuştur. Sinan ve ark. (140), EP uygulanmış eğerlerde fleksiyon boyunca kırılma direncinde fark bulmamıştır. Praisarnti ve ark. (141), EP uygulanan enstrumanları %1.2'lik NaOCl solüsyonuna daldırarak ege kırılana kadar değişen eğriliklerde rotasyonel bükülmeye maruz bırakmış ve EP uygulanmamış eğerlere göre yorulma direncinin daha fazla olduğunu bulmuştur. EP işleminin, kök kanal egesindeki yüzey düzensizliklerini, çatlakları ve rezidüel stresleri uzaklaştırarak eğenin yorulma ömrünü arttırdığı belirtilmiştir (48,142).

Yukardaki çalışmalara dayanarak EP'nin döngüsel yorulma ve pik tork değerini geliştirdiği, NaOCl varlığında eğenin minimal bozulmaya uğramasını sağladığı, yüzey çatlaklarını minimize ettiği söylenebilir.

#### **4.8.3 Isı ile Yüzey Muamelesi**

Isı muamelesi, nitinol alaşımın süperelastisite özelliğinin belirli bir sürede belirli bir sıcaklık uygulanarak geliştirilmesi işlemidir (143). Şekil hafızalı NiTi alaşımların termomekanik doğası ele alındığında ısı muamelesinin bazı mekanik, süperelastisite özellikleri ve transformasyon karakteristiklerini etkilediği gösterilmiştir (48,144). Spesifik ısı uygulamanın gelişmiş alaşım fleksibilitesi sağlamasının yanında metalin mekanik özelliklerini hem arzu edilen hem de arzu edilmeyen yönde belirgin şekilde

değiştirebildiği gösterilmiştir (144). 400 °C civarında tavlama sıcaklığı, NiTi eğerin R-fazı filizlenmesi için yeterli yoğunlukla olmasına ancak aynı zamanda kırılma direncini ayarlamak için düşük bir yoğunlukta bulunmasına olanak tanır. Bu işlem aşımının işleme sertliğini azaltmak için eğerin işlenmesi öncesinde uygulanabilir (48).

Hayashi ve ark.'nın (145) yaptığı bir çalışmada, 4 farklı kesit dizaynına ve farklı ısı muamelesi koşullarına sahip döner NiTi döner eğer, bükülme özellikleri ve faz-transformasyon davranışları bakımından incelenmiştir. Uç kısımda ek ısı muameleleri uygulanmış hibrid tipteki bükme sonucu oluşan yük değerleri, ek ısı muamelesi uygulanmamış süperelastik çeşitten belirgin şekilde daha düşük bulunmuştur. Dikdörtgen kesit dizaynına sahip eğerlerin bükme sonrası oluşan yük değerleri üçgen kesit dizaynına sahip olanlardan daha düşüktü. Hibrit tiplerin ısı transformasyon sıcaklıkları süperelastik tiplerinkine göre belirgin şekilde daha yüksekti. Bu çalışmanın bulguları NiTi döner eğerlerin fleksibilitesinde artışta hibrid NiTi eğerlerin ek ısı muamelelerinin etkili olabileceğini göstermiştir.

Zinelis ve ark. (146), NiTi eğerlerin çeşitli ısı muameleleri durumunda yorulma dirençlerini belirlemek için bir çalışma yapmıştır. Eğerlerin kesici uçları 25-550 °C arasında geniş bir sıcaklık aralığındaydı ve 430-440 °C ısı muamelesi uygulanmış eğerlerde optimum yorulma direnci gözlemlendi. Daha düşük ya da yüksek sıcaklıklarda bu direnç olumsuz etkilenmiştir. Bu çalışma gösterdi ki, NiTi eğerlerin yorulma direnci uygun ısı muamelesi ile artırılabilir.

Yahata ve ark. (147), NiTi eğerlerin fleksibilitesini arttırmak için ısı muamelesi ile transformasyon davranışında değişiklikler yapılabileceğini iddia etmiştir. Bu yeni metodla üretilen eğerlerin geleneksel eğerlere göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği ve daha merkezi kanal preparasyonlarının elde edildiği bildirilmiştir.

TwistedFile eğerlerin post-twisting faz transformasyon sıcaklıklarının makineyle işlenmiş eğerlerden belirgin şekilde daha yüksek olduğu bulunmuştur (148). Bu ısıtma işlemi, eğri kanallarda kanal bütünlüğünü bozacak kanal transportasyonu gibi riskleri, eğer kırılmasını azaltan mekanik özellikler kazandırmak için makineyle işlenen eğerlere de uygulanmıştır .

#### **4.8.4 İyon ve Enerji Kaynaklarıyla Yüzey Modifikasyonları**

Alaşımın süperelastik kütle mekanik özelliklerini etkilemeden Argon, Boron ve Nitrojen implantasyonu, termal nitridasyon ve plazma immersiyon uygulamaları yapılmıştır.

##### **4.8.4.1 Geleneksel İyon İmplantasyonu ve Elektron Işın Demeti**

Geleneksel iyon implantasyonu NiTi eğelerin kullanım dayanıklılığının, yüzey sertliğinin ve korozyona direncinin geliştirilmesi amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, iyonlar plazmadan çıkarılır, hızlandırılır ve alet içerisine hapsedilir. Düzlemsel olmayan döner NiTi eğeler gibi aletlerde bu uygulamanın üç boyutlu şekilde uygulanması önem arzeder. Ayrıca implantasyon işlemi sırasında oluşacak aşırı ısınmayı sınırlandırmak için ısı havuzları oluşturmak gerekir (129).

Yakın dönemde, oksijen, karbon, bakır, çinko, zirkonyum ve molibdenyum iyonlarının ve elektron ışın demeti irradyasyonunun Nitinol yüzey kimyasında, mekanik ve şekil hafıza özelliklerinde yarattığı etkiler incelenmiştir (149). Bu alışımda atımlı elektron-dalganın, dalga penetrasyonunu 3-4 kat arttırdığı ve yaklaşık olarak 5 nm derinliğinde yüzey modifikasyonu sağladığı bildirilmiştir. Oksijen ve karbon implantasyonu 20-30 nm derinlikte materyali değiştirmiştir. Bakır, titanyum, zirkonyum ve molibdenyum iyonlarının implantasyonu sonrasında yüzey tabakası kalınlığında da değişiklikler bildirilmiştir.

İyon implantasyonu ve elektron dalga irradyasyonu, nitinol yüzeylerinden nikel boşalmasına neden olurlar. Uygulanan metotlar NiTi yüzey kompozisyonunu yaklaşık 1,5  $\mu\text{m}$  derinlikte değiştirse de, şekil hafıza etkilerinde sorun yaratmazlar ancak mekanik özellikler, martensitik toplanma, düzelme (süperelastiklik) ve plastik deformasyonlar etkilenir. Şekil hafıza sıcaklıkları, implantasyon yapılan alaşımda yaklaşık 10 °C, electron-beam uygulanan alaşımlarda yaklaşık 30 °C azalma gösterir (129).

Lee ve ark. (71), eğelerin mikroyapısının bor implantasyonu sonrasında değişimini X-ray difraksiyon yöntemini kullanarak incelemiş, yüzey sertliğinde artış tespit etmiştir. Wille ve ark. (150), argon iyon implantasyonunun ProTaper S1 eğelerin performansını arttırdığını ancak Nitrojen iyonu implante edilen eğelerin yorulma testlerinde olumsuz performans sergilediğini bulmuştur. Termal nitridasyon işlemi sonrasında NiTi eğelerin kullanım dayanıklılığında ve kesme etkinliğinde artış tespit

edilmiştir (6). Nitrojen iyon implantasyonu ile birlikte nitridasyon teknikleri de kullanım dayanıklılığını arttırmıştır (7). Bu iki teknikle titanyum nitrit (TiN) tabakanın oluşumuyla çatlak oluşumunun önlenmesi sağlanmıştır ve böylece yorulma, kullanım ve korozyona direncin yanında yüksek sertlik özellikleri sağlanmıştır. Fiziksel buhar depozisyon (PVD) katodik ark buharlaştırma tekniği ile yapılan TiN sert kaplamaların NiTi eğelerin mekanik özelliklerini geliştirdiği birkaç çalışmada rapor edilmiştir (6,7,67,104,151). Yine bu çalışmalarda, nitrojen iyon implantasyonunun yüzey sertliğini, korozyona direnci, kesme etkinliğini ve kullanım dayanıklılığını arttıran bir TiN yüzey tabakası oluşturduğu belirtilmiştir .

#### **4.8.4.2 Plazma İmmersiyon İyon İmplantasyonu**

Plazma immersiyon iyon implantasyonu, işlem yapılacak eğin direk olarak iyon plazmasına yerleştirilmesi sonrasında yüksek voltajda akım verilen plazmadan hızlandırılan iyonların uniform şekilde bu eğin tüm kenarlarını bombardıman altına almasıyla tüm yüzeyin kaplanması işlemidir. Ancak, eğri yüzeye sahip eğeler için gereken yüksek akımlarda iyon implantasyonu ve püskürtme arasındaki yarış, muhafaza edilen maksimum dozu sınırlamaktadır (152).

Geleneksel "beamline" iyon implantasyon teknikleri modifiye edilecek yüzeyde homojen bir kalınlık ve düz yüzey oluşturamazlar. Plazma immersiyon iyon implantasyonu ise kademeli olarak yüzey kaplaması yapılmasını sağlar (129). Bu işlemin önemli bir özelliği, malzeme kütlesi ile işlem yapılan yüzey tabakası arasında ayrı bir arayüz oluşmamasıdır. Modifiye edilen yüzey tabakasının ayrılmaya uğramadan bu tabakanın uygulandığı madde ile beraber transformasyona uğrama yeteneğinde olması gerektiğinden bu olumlu bir özelliktir. Diğer tüm kaplama tekniklerinin amacı titanyum nitrit tabakasını oluşturmak olsa da, bu teknikte oda sıcaklığına yakın işlem yapıldığından alaşımın mikroyapısı ve kütleli özellikleri belirgin şekilde değişmez (153).

Nitinolün yüzey modifikasyonunda oksijen, nitrojen, argon iyonu ve asetilen ( $C_2H_2$ ) plazmalarının etkileri birçok çalışmada incelenmiştir. Plazma immersiyon iyon implantasyonu,  $10^{16}$ - $10^{17}$  atom/cm<sup>2</sup> yükleme dozuyla 20-50 kV hedef gerilimde uygulanır ve nitinol yüzeyin kimyasal kompozisyonunu birkaç bin nanometreden 2 µm derinliğe kadar değiştirir. Araştırmacılar implantasyonla nikel içermeyen yüzey elde etmeyi planlasalar da dış yüzeydeki nikel konsantrasyonunda artış olur. Diğer yüzey

işlemlerinden daha yüksek nikel oranı söz konusudur. Çalışmalarda elementlerin yüzey tabakasındaki dağılımı çok çeşitlilik göstermiştir. Örneğin nikel dış yüzeyde yaklaşık 15 nm (154) ve 80 nm (155) derinliğinde toplanabilir ya da iç yüzey tabakasına 1000 nm'den (153) fazla derinlikte iç yüzey tabakasına yerleşebilir.

Alves-Claro ve ark. (156), NiTi eğelerde plazma immersiyon iyon implantasyonu işlemini uyguladıktan sonra, sertlik değerlerinin implantasyon sonrasında anlamlı derecede azaldığını, fleksibilitelerinde herhangi bir olumsuz etki yaratmadığını ve kullanım dayanıklılığının arttığını bulmuştur. Li ve ark. (157), ProTaper döner NiTi eğelerin nitrojen plazma immersiyon iyon implantasyonu ile yüzey modifikasyonunda başarılı olduğunu ve eğelerin süperelastik özelliklerini değiştirmedığını tespit etmişlerdir.

#### **4.8.5 Derin Kuru Kriyojenik Tedavi**

Kriyojenik tedavi materyalleri çok düşük sıcaklıklara maruz bırakma işlemini içerir. Sadece yüzey değil metalin tüm kesiti boyunca etkisini gösterir (73,158). Muamele sıcaklığına göre sıg ve derin kriyojenik tedavi olarak sınıflandırılırlar (73). Sıfırın altında geleneksel muameleler yaklaşık -80 °C sıcaklıkta (sıg) denenmektedir. Sıvı nitrojenle derin kriyojenik tedavi -185 ve -196 °C gibi daha düşük sıcaklıklarda uygulanır. İşlem yapılacak materyal sıvı nitrojen seviyesinin üzerinde pozisyonlandırılır ancak daldırma işlemi yapılmaz. Kriyojenik tedaviye tabi tutulan paslanmaz çelik endodontik el eğelerinde kesme etkinliği ve kullanım dayanıklılığında değişiklik gözlenmemiştir (77,159). Derin kriyojenik tedavi NiTi K-tipi eğelerin mikrosertliğinde artışa neden olmuştur (78). Vinothkumar ve ark. (94), ProFile eğelere sıvı nitrojen sıcaklığında (-185 °C) derin kuru kriyojenik tedavi uygulamış ve bu yüzey modifikasyonunun uygulanmadığı kontrol grubuyla karşılaştırmıştır. Çekilmiş 30 adet daimi mandibular premolarların kök kanallarında ProFile 25, 0.04 açılanmaya kadar preparasyon yapmış ve numunelerin ağırlık kaybına göre kesme etkinliklerini araştırmıştır. TEM ile kullanım dayanıklılıkları incelenmiştir. Bulgular, yüzey modifikasyonu yapılan ege grubunun belirgin şekilde daha fazla ağırlık kaybı sergilediğini yani kesme etkinliğinin derin kuru kriyojenik tedavi ile arttığını göstermiştir ancak kullanım dayanıklılığında artış gözlenmemiştir (94).

#### **4.8.6 Sol-jel ve Hidrojen Peroksit ile Yüzey İşlemleri**

Sol-jel ve hidrojen peroksitle yüzey işlemleri, çeşitli solüsyonlarla NiTi üzerinde titanyumdan zengin bir tabaka oluşturmak veya kimyasal muamelelerle yüzeyde saf titanyum oluşturmak için kullanılan yöntemlerdir (160,161). Sol-jel ile üretilen NiTi yüzeylerin tatmin edici korozyon davranışı gösterdiği ve nikel boşalmasına neden olduğu bulunmuştur (162,163). 10 M NaOH aköz solüsyonda (60 °C x 24 sa) işlem gören Nitinolün elemental derinlik profillerinin incelenmesinde yüzeyde, miktarı titanyuma eşit olacak şekilde yaklaşık % 30 nikel tespit edilmiştir. Bu yüzdedeki nikel içerik toksit etki yaratmaktadır (164). Sonuçta nitinolün yüzeyinde yeterli nikel eliminasyonu sağlanamamıştır.

Hidrojen peroksitle oksidasyon işleminde % 30 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> solüsyonunda 2 saat kaynatma yapılır. İşlem sonrasında 500 nm kalınlık boyunca nikel boşalmasıyla birlikte titanyum dioksit tortusu ve bazı mikroçatlaklar oluşmuştur (165). Aynı zamanda bu işlemin yüzey nikel içeriğini % 47.5'dan % 6.7'ye kadar düşürdüğü rapor edilmiştir. Elde edilen oksit film tabaka yüzey içeriğini muhafaza etmek için çok kalındır ve aşırı çatlamlar gözlenmiştir (160,165). Bulgular hidrojen peroksitle oksidasyon işleminin yüzey nikel içeriğini azalttığını ancak ideal bir yüzey yapısı oluşturmadığını göstermiştir.

#### **4.9 Kök Kanal Sisteminin Enfeksiyonunda Rol Alan Mikroorganizmalar**

Pulpal ve periradiküler enflamasyona neden olabilen fiziksel ve kimyasal faktörlerin yanında en önemli etkenin mikrobiyal ajanlar olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (15,166,167). Nekrotik doku içeren kök kanalında uygun ortam bulan mikroorganizmalar inatçı periradiküler doku iritasyonu oluşumuna temel kaynak oluştururlar. Nekrotik kök kanal dokusunun mikroorganizmalar için uygun bir ortam olmasını sağlayan olay, konak savunma hücrelerinin ortamdan uzak olmalarıdır (168). Az sayıda bakteri türü periradiküler dokuya ulaşip elverişli ortam yaratma yeteneğindedir. Kanal içi enfeksiyon endodontik tedavi ile etkin bir şekilde önlenebilirse konak lehine değişim olur ve doku tamiri meydana gelir.

Siqueira (169), literatürdeki çalışmalara dayanarak, farklı şekillerde karşımıza çıkan periradiküler hastalıklarla sıklıkla ilişkilendirilen endodontik patojen mikroorganizma türlerini Tablo 1'deki gibi tanımlamıştır:

**Tablo 1.** Farklı periradiküler lezyon tablolarında belirlenen başlıca mikroorganizmalar (169)

| <b>Kronik<br/>Periradiküler<br/>Lezyon</b> | <b>Akut<br/>Periradiküler<br/>Lezyon</b> | <b>Sekonder ve/veya<br/>İnatçı<br/>Enfeksiyonlar</b> | <b>Ekstraradiküler<br/>Enfeksiyonlar</b> |
|--------------------------------------------|------------------------------------------|------------------------------------------------------|------------------------------------------|
| <i>Bacteroides</i>                         | <i>Porphromonas</i>                      | <i>Enterococcus</i>                                  | <i>Actinomyces</i>                       |
| <i>Treponema</i>                           | <i>Treponema</i>                         | <i>Actinomyces</i>                                   | <i>Propionibacterim</i>                  |
| <i>Prevotella</i>                          | <i>Fusobacterium</i>                     | <i>Streptococcus</i>                                 |                                          |
| <i>Porphyromonas</i>                       | <i>Bacteroides</i>                       | <i>Candida</i>                                       |                                          |
| <i>Fusobacterium</i>                       | <i>Prevotella</i>                        | <i>Propionibacterium</i>                             |                                          |
| <i>Peptostreptococcus</i>                  | <i>Streptococcus</i>                     | <i>Staphylococcus</i>                                |                                          |
| <i>Streptococcus</i>                       | <i>Peptostreptococcus</i>                | <i>Pseudomonas</i>                                   |                                          |
| <i>Eubacterium</i>                         |                                          |                                                      |                                          |
| <i>Actinomyces</i>                         |                                          |                                                      |                                          |
| <i>Campylobacter</i>                       |                                          |                                                      |                                          |

Belirli bir mikroorganizmanın kök kanal sisteminde kendi başına yaşam ortamı sağlaması için yeterli sayıda olması, yeterli virülans faktör taşıması, kök kanal ortamının mikroorganizmanın hayatta kalmasına ve büyümesine imkan vermesi ve virülans genlerin salınımını stimüle eden sinyaller ve işaretler sağlaması, kök kanal ortamında engelleyici mikroorganizmaların bulunmaması ya da az sayıda olması gerekir (169). Sekonder kanal içi enfeksiyonlar, primer enfeksiyonda mevcut olmayabilen mikroorganizmaların neden olduğu patolojik durumdur. Bu mikroorganizmalar tedavi sırasında, seanslar arasında veya endodontik tedavi sonrasında kök kanal sistemine penetre olurlar (170,171).

#### **4.9.1 Enterococcus Faecalis**

Entorokoklar gastrointestinal yolda, ağız boşluğunda ve vajinada normal bir kommensal yaşam sürer. Üriner yolda, kan dolaşımında, endokart tabakasında, karın bölgesinde, safra kanalında, yanık yaralarında ve vücut içine yerleştirilen yabancı maddelerde çok çeşitli hastalıklara neden olabilirler (172). Hastane enfeksiyonunda en çok rol oynayan 3 bakteriyel patojenden biridir (173,174) ve günümüzde mevcut antibiyotik tedavilerine dirençlidirler (175).

Enterokokların insanlarda neden olduğu enfeksiyonların % 90'ı *E.faecalis* nedeniyledir. *E.faecalis* gram (+) fakültatif anaerobik bakteri türüdür. Monokültürlerde de sıklıkla tespit edilirler (176-179). Enterokoklar olumsuz koşullara karşı koyma yetisindedir. Sherman'a göre enterokoklar 10 °C de ve 45 °C de, pH 9.6 değerinde ve % 6.5'luk NaOCl'e direnç gösterebilir (180). pH 10.5-11.0 ortam değerlerinde olduğu durumda *E.faecalis*'in çoğalması azalır ancak pH 11.5 veya daha fazla olduğunda çoğalması durdurulabilir (181). Ca(OH)<sub>2</sub> gibi alkaline ilaçlarla yetersiz tedavi sonrasında pH değerinin az bir artışla 8.5 değerine ulaşmasıyla, *E.faecalis*'in kollajen bağlama yeteneği artar. *E.faecalis*'in inatçı endodontik enfeksiyonlarda predominant rol oynamasının kritik mekanizmasının bu durum olabileceği vurgulanmıştır (182). *E.faecalis*, normalde öldürücü seviyede olan sodyum dodesil sülfat, safra tuzu, hiperozmolarite, ısı, etanol, hidrojen peroksit, asidite ve alkaliniteye daha az hassasiyet gösterir (183). Besin yokluğunda uzun süre canlılıklarını korurlar ve ultraviyole (UV) irradyasyona, ısıya, NaOCl'ye, hidrojen peroksit, etanole ve aside dirençli olurlar (184,185). *E.faecalis* zor koşulları tolere etme yeteneği ile yaşamını sürdürmesi açısından diğer türlerden daha avantajlı konuma gelir. Yani besinin az olduğu ve kök kanal ilaçlarından kurtulmanın zor olduğu kök kanalı ortamında canlılıklarını idame ettirmeleri, zor koşullardaki canlı kalma becerilerinden kaynaklıdır (186).

İnatçı periapikal lezyonlu kök kanal dolgusu yapılmış dişlerin mikrobiyal içeriğini polimeraz zincir reaksiyona dayalı analizle belirleyen bir çalışma, dişlerin % 77'sinde *E.faecalis* tespit etmiştir (187). Yine kök kanalı doldurulmuş inatçı periradiküler hastalığı olan Kuzey Koreli hastaların dişlerinde polimeraz zincir reaksiyonuna dayalı analizde % 64 oranıyla en fazla tespit edilen bakteri *E.faecalis* olmuştur (187). *E.faecalis*, endodontik tedaviye cevap vermeyen periapikal lezyonlardan kültür edilen bakteriler arasındadır (188).

İnatçı kök kanalı kaynaklı enfeksiyonlarda ve başarısız kök kanal tedavili dişlerde yaygın şekilde bulunan *E. faecalis*'in eliminasyonu mevcut yöntemlerle zordur (186). *E. faecalis*'in kök dolumu yapılmış dişlerde % 30 ila % 90 sıklıkta bulunduğunu belirleyen çalışmalar vardır (189). Bu mikroorganizmanın kök dolgusu yapılmış olan dişlerde bulunma olasılığı, kök kanalı tedavi edilmemiş dişlere nazaran yaklaşık olarak 9 kat daha fazladır (190,191). *E.faecalis* irrigasyon solüsyonlarına, kanal içi ilaçlara (192) ve birçok antibiyotiğe ve pH değişimine (193,194) yüksek bir direnç gösterir.



*E.faecalis*'in yüzeylere tutunması, çoğalması, invazyonu, konağın doğuştan sahip olduğu savunma sistemine karşı hayatta kalma yeteneği ve diğer bakterilerle yarışı bu mikroorganizmanın virulansına önemli bir katkıda bulunur (186).

*E.faecalis*'in diğer bakterilerde olmayan bir özelliği de dentin tübüllerine nüfuz etme ve insan serumu varlığında kollajene tutunma potansiyelleridir (195-198). İki hayvan çalışmasında çeşitli bakterilerin saf kültürleri kök kanalı içinde ayrı ayrı inoküle edilmiş ve *E.faecalis*'in çoğu vakada kök kanalında kolonize olduğu ve diğer bakterilerin desteği olmadan canlı kalabildiği bulunmuştur (199,200). Bu bakteri türü muhtemelen optimal sitoplazmik pH seviyelerini koruyan etkin proton pompası mekanizmaları sayesinde (193)  $\text{Ca(OH)}_2$ 'in antibakteriyel etkisine karşı direnç göstermektedir (196,201). *E.faecalis*, doğuştan veya kazanılmış olarak çoğu antibiyotiklere dirençlidir (175,202). Pinheiro ve ark. (203), inatçı periapikal lezyonlu dişlerde *Enterococcus*, *Streptococcus*, *Peptostreptococcus* ve *Actinomyces* ağırlıklı bakteri türleri tespit etmiş ve bu bakterilerin benzilpenisilin, amoksisilin, amoksisilin ve klavulanat kombinasyonuna karşı hassas olduğunu, *E. Faecalis* türlerinin % 20'sinin eritromisine ve % 60'ının azitromisine direnç gösterdiğini bulmuşlardır. Hatta bu antibiyotiklerin kullanımı sonrası mikrobiyal flora *E.faecalis* lehine değişebilir. *E.faecalis* biyofilm oluşumu ilaç uygulanan kök kanallarında dahi in vivo olarak tespit edilmiştir (204).

Sedgley ve ark. (205), ağızda bulunan *E.faecalis*'in geniş bir genetik polimorfizm çeşitliliğe sahip olduklarını bulmuşlardır. Reynaud ve ark. (206), apikal periodontitisli tedaviye direnç gösteren vakalardan izole ettiği 6 *E.faecalis* soyundan çoğu alt türünün PMN hücrelerinden hidrolitik enzim salgımasına neden olmadığını göstererek *E.faecalis*'in yol açtığı kök kanal enfeksiyonlarının klinik tablosunun genelde semptomsuz olmasının sebebinin bu olabileceğini vurgulamışlardır.

#### **4.10 Diş Hekimliğinde Kullanılan Aletlerin Sterilizasyonu**

Herhangi bir hastada kullanım sonrası kontamine olan dental aletlerin steril edilmeden başka bir hastada tekrar kullanımı çapraz enfeksiyona yol açabilir (207). Çapraz enfeksiyon, hastadan diş hekimine ve yardımcılara, diş hekimleri ve yardımcılardan hastaya, hastadan hastaya, çalışan personel ve hasta yakınlarına ve nihayetinde bu etkilenen topluluktan başka hastalara ve diğer çevre bireylere geçiş gösterir. Endodontik hastalıkların ana nedeninin de mikroorganizmalar olduğu

düşünülürse, dezenfeksiyon ve sterilizasyonun endodontide çok önemli yeri vardır (208).

Sterilizasyon, kullanılan materyalin üzerindeki veya içerisindeki tüm mikroorganizmalardan arındırılması işlemidir. İşlem sadece spesifik mikroorganizmaları değil hastalık yapan ya da yapmayan tüm mikroorganizmaları öldürür ve asepsi sağlanır (209). Sterilizasyon işlemini derecelendirmek doğru değildir ve uygulama başarılı veya başarısız olarak nitelendirilebilir. Preparasyon sırasında endodontik aletlerin çalışan kısımlarında biriken organik ve inorganik materyallerin bir hastadan başka bir hastaya bulaşması önlenmelidir çünkü bu maddeler antijen, enfeksiyöz ajan veya spesifik olmayan iritanlar olarak rol oynayabilirler (210).

Dezenfeksiyon, cansız maddelerin üzerindeki mikroorganizmaların çoğunu veya hepsini dezenfektan maddelerle uzaklaştırma işlemidir İyodofor, fenol gibi dezenfektanlar çok düşük konsantrasyonlarda vücut yüzeyine uygulandığında antiseptik maddeler olarak adlandırılırlar (211).

Amerika Birleşik Devletlerindeki Hastalık Koruma ve Kontrol Merkezi (CDC) bildirgesinde, insan kanı ve tükürük gibi vücut sıvılarının HIV, Hepatit B ve diğer patojenlerce kontamine olduğunun gözönünde bulundurulması gerektiği belirtilmiştir (212).

#### **4.10.1 Sterilizasyon İşlemi Öncesi Temizleme**

Elle ya da cihazlar yardımıyla yapılmaktadır. İş yükünü azaltmak amacıyla dezenfektörler ve ultrasonik temizlik cihazları kullanılmaktadır. Yıkamaya veya hem yıkama hem de dezenfekte etmeye yarayan cihazlar vardır. Sterilizasyon öncesi yapılan bu işlem, preparasyon esnasında alet yüzeyinde konuşlanan nekrotik ve/veya vital doku artıklarının, mikroorganizmaların, dentin talaşlarının, kan elemanlarının ve diğer çapraz enfeksiyona neden olabilecek elemanların tamamen uzaklaştırılmasını amaçlamaktadır (213-215).

Segall ve ark. (216), klinik kullanım esnasında kök kanal eğelerinin antiseptik solüsyon emdirilen gazlı bez veya süngerle silinmesini önermişlerdir ancak yüzeyde fazla miktarda debris kaldığını da belirtmişlerdir. Bu uygulamalar sonrası yüzeydeki yapılar tam olarak uzaklaştırılamazlar ve eğe yüzeyinde deformasyona ve preparasyonun olumsuz etkilenmesine neden olurlar. Alternatif olarak hızlı ve daha

etkin olan ultrasonik banyo ile bu olumsuzluklar giderilmeye çalışılmıştır ancak debrisin tamamının uzaklaştırılmasında yetersiz oldukları tespit edilmiştir (117).

Tekrar kullanılabilen eğeler üzerindeki organik debrisin varlığı sterilizasyonun etkinliğini olumsuz etkileyebilir. Organik artık varlığı hem dezenfektan veya sterilize edici ajanın temasını önleyebilir hem de kimyasal dezenfektanlara bağlanarak inaktif hale gelmelerine neden olabilir (217-219). Üreticiden temin edilen çoğu eğe steril değildir ve yüzeylerinde metalik çapaklar, debris ve hatta epitelyal hücreler dahi bulunmaktadır (220,221). Endodontik eğelerin ilk kullanımdan önce temizlenmesi ve sterilize edilmesi gerektiği belirtilmiştir (222). TEM çalışmasından elde edilen veriler, dentin debris içeriğinin yüzey düzensizlikleri olan makineyle işleme oluklarının ve çatlakların içine sıkışmasının eğe kırılmasına neden olduğunu göstermiştir (223).

Endodontik eğeler ve reamerlarda ulaşılamayan iç yüzeyler yoktur fakat dizaynlarında oluk yapılar ve bükülmüş bölgeler olduğundan mekanik ve kimyasal temizlemede zorluklar ortaya çıkar (224). Kontamine eğelerdeki biyolojik debrisin uzaklaştırılması için optimal prosedür hakkında az sayıda tutarlı bilgi söz konusudur. Temizleme prosedürleri, sterilizasyon öncesi mekanik (farklı tipte fırça ve süngerler), kimyasal temizleme (sodyum hipoklorite, deterjanlara veya enzimatik temizleyicilere batırma), ultrason ve final yıkamayı içerir (108,210,225,226). Parashos ve ark. (227), aşağıdaki protokolle % 100 temizlik sağlandığını rapor etmiştir:

1. % 0.2 Klorheksidin solüsyon ihtiva eden süngere aletlerin 10 kez batırılıp çıkarılması işlemi
2. Aletlerin 30 dakika süreyle EmPower enzimatik deterjan içerisinde bekletilmesi
3. Ultrasonik banyoya yerleştirilen enzimatik temizleme solüsyonuyla 15 dakika işlem
4. Devamlı akan musluk suyunda son yıkama işlemi

Popovic ve ark. (228), ışık mikroskopuyla eğeler üzerinde yaptığı çalışmada, örneklerin % 96'sında rezidüel biyolojik debris tespit etmiştir. Elle fırçalanmış ve % 70'lik alkole batırılmış eğelerde % 34'lük biyolojik kontaminasyon, ticari olarak mevcut dezenfektanların kullanıldığı eğelerde % 25 ve ultrasonik olarak temizlenen eğelerde % 5 biyolojik kontaminasyon tespit etmiştir. En iyi temizleme metodunun mekanik, kimyasal ve ultrasonik temizlemenin beraber kullanımı olduğunu bulmuştur.

#### **4.10.2 Paketleme**

Bu işlemle muhtemel bir kontaminasyonu önleyerek etkin bir bariyer oluşturulur. Kullanılacak malzeme sterilizasyon etkeninin penetrasyonuna olanak tanınmalıdır ve gerekenden büyük paket kullanımı yeterli kurumayı önleyebilir (229). Dikkat edilmesi gereken husus, ıslak çıkan paketleri steril olmamış kabul etmektir. Basınçlı buhar yöntemiyle steril edilen poşetler kuruyuncaya kadar sterilizatörden çıkarılmamalıdır.

#### **4.10.3 Sterilizasyon**

Bakteri, spor ve virüsler de dahil olmak üzere tüm yaşam şekillerini ortamdaki uzaklaştırma işlemidir. Başlıca sterilizasyon yöntemleri:

1. Basınçlı buhar sterilizasyonu
2. Kuru hava sterilizasyonu
3. Düşük ısı metotları:
  - Etilen oksit
  - Formaldehit
  - Gaz plazma
  - Işınlama ile sterilizasyon

Yetersiz sterilizasyon sonrasında patojenlerin başkasına bulaştırılmasıyla ilgili çok az bilgi mevcuttur (230,231). Amerika Birleşik Devletlerinde sterilizasyon standartını belirleyen Association for Advancement of Medical Instrumentation kurumu (AAMI), kabul edilebilir sterilité güvenlik düzeyi (SAL= Sterility Assurance Level) belirlemiştir (232). SAL, sterilizasyon sonrasında ürün üzerinde tek bir canlı mikroorganizmanın kalma ihtimali olarak tanımlanır. Örneğin, eğer bir sporun canlı kalma ihtimali bir milyonda bir ise  $10^{-6}$  SAL değeri sözkonusudur (233).

##### **4.10.3.1 Basınçlı Buhar Sterilizasyonu**

Tüm sterilizasyon metodları arasında basınç altında doymuş buharla nemli sterilizasyon işlemi sağlık hizmetinde en çok kullanılan yöntemdir (211,234). Bu işlem, toksik değildir (235) ve hızlı bir şekilde mikrobisidal, sporisidal etki gösterir (236). Buhar sterilizasyonunda buhar, basınç, ısı ve zaman olmak üzere dört parametre vardır. Basınçla mikroorganizmaların hızla öldürülmesi için gereken yüksek ısının elde edilmesi sağlanır. Yer çekimi deplasman otoklav ve yüksek hızda işlem öncesi vakum yapan sterilizatör olmak üzere 2 tip buhar sterilizasyon cihazı vardır. Ön vakumlu sterilizatörlerde, ortamın içindeki havanın uzaklaştırılması sözkonusudur. Ön vakum

işlemi, pörözlü yapılara dahi anlık buhar penetrasyonu sağlayarak buharın etkisini artırır (211). Buhar sterilizasyon işlemi ısı ve süreleri;

- 132 °C’de 4 dakika (ön vakumlu otoklavlarda)
- 121 °C’de 15 dakika (ön vakumlu otoklavlarda)
- 121 °C’de 30-45 dakika (ön vakumsuz otoklavlarda)

Acil durumlarda flash otoklav olarak adlandırılan işlem uygulanabilir (düz yüzeyli aletler için 3 dakika 132 °C ve kompleks yapıli aletler için 10 dakika 132 °C) (237).

#### **4.10.3.2 Kuru Hava Sterilizasyonu**

Isının steril edilecek malzemenin önce yüzeyine daha sonra daha iç bölgelerine absorbe edilmesi gerektiğinden uygun sıcaklık sağlanması önem arzeder (238). Nemli ortamda uygulanmadığından sterilizasyon uzun zaman alır. Pasteur fırınları ile 170 °C’de 1 saat, 160 °C’de 2 saat veya 140 °C’de 3 saat sterilizasyon yeterlidir. Cam ve metal aletlerin içine nem penetre olamadığından yağlar ve tozlar bu yöntemle sterilize edilirler. Besiyerleri ve sıvılar kuru sıcak hava ile steril edilemezler. Ultra High Temperature (UHT) tekniğıyle bir sıvıyı 135-150 °C’ye aniden ısıtıp 4 saniye sonra aniden soğutarak sterilizasyon sağlanabilir (239).

#### **4.10.3.3 Düşük Isı ile Sterilizasyon Yöntemleri**

*Etilen Oksit:* 10.8 °C’nin altında sıvı halde, üzerinde ise gaz halinde olan saf halde çok zehirli, tahriş edici ve patlayıcı özelliktedir. Ticari olarak CO<sub>2</sub> ile karışım halinde satılmaktadır. Gaz konsantrasyonu (450-1200 mg/l), ısı (37-63 °C), bağıl nem (% 40-80), işlem süresi (1-6 saat) olmak üzere 4 parametresi vardır (240). Isıya veya neme duyarlı medikal malzemelerin sterilizasyonu için alternatif bir yöntemdir (241).

*Formaldehit:* 19 °C’de kaynayan, renksiz, yanıcı, zehirli ve suda iyi çözünebilen bir gazdır. Organik materyal varlığında çok etkin değildir. Toksik, mutajen ve kanserojen etkileri vardır. Penetrasyonu etilen oksit kadar iyi değildir. DNA ve protein yapılarda bozulmalara neden olur ve alkilasyon yoluyla etkilidir. İşlem en az 4 saat 50-80 °C, % 60-80 nem oranı ortamında yapılır (242).

*Gaz Plazma:* Hidrojen peroksit, perasetik asit, ozon ve klordioksit ajanlarla uygulanırlar. Sterilizasyon, gaz plazmaların radyo frekansları veya mikrodalga enerji kullanılarak kapalı bir ortamda vakum altında hızlandırılmasıyla sağlanır (211). Bir saatlik bir işlem sonrasında toksik kalıntı bırakmayan, ısı ve neme duyarlı aletler steril

edilirler. Vejetatif bakteriler, mayalar, mantarlar, virüsler ve bakteri sporlarını elimine ederler (243,244).

*Işınlama İle Sterilizasyon:* En çok kullanılan ışınlar UV, X ışınları ve gama ışınlarıdır. UV ışınlar oda sterilizasyonunda kullanılırlar, camdan geçmezler ve göz retinasına zarar verirler. UV radyasyonun canlı mikroorganizmaları en iyi yok eden sterilizasyon yöntemi olduğu bildirilmiştir (245). UV fotonların absorbe eden mikroorganizmaların nükleik asitlerinin yapısını değiştirerek biosidal etki gösterirler (245). Gama ve X ışınları eldesi pahalı olup protez, sentetik kalp kapakçıkları ve cerrahi malzeme gibi bazı materyallerin sterilizasyonunda kullanılır (246).

#### **4.10.4 Otoklav ile Sterilizasyonun NiTi Eğeler Üzerine Etkisi**

Otoklav sterilizasyonu sırasında NiTi kanal eğelerin ısıya maruz kalmalarının onların fleksibilitelerini arttırdığı iddia edilmiştir (147). Serene ve ark. (32), 1 ve 5 kez kuru hava veya otoklav işlemi sonrasında NiTi tellerde yaklaşık % 18 oranında Vickers mikrosertliği artışı rapor etmişler ve klinik kullanım sırasında oluşan deformasyonların 125 °C'nin üzerinde sterilizasyon sıcaklığı kullanılarak tersine çevrilebilmesinin mümkün olduğunu öne sürmüşlerdir. Melo ve ark. (247) da 5 kez sterilizasyon işlemi sonrasında NiTi endodontik eğelerin VHN değerlerinde ortalama % 10 artış gözlemlemişlerdir. Silvaggio ve Hicks (112), ne otoklav ne de kuru hava sterilizasyonunun NiTi eğelerin torsiyonel özelliklerini kötü etkilemediğini ve 10 kere ısı sterilizasyonuna maruz bırakılan aletlerin kırılma direncinin değişmediğini bildirmişlerdir. Hilt ve ark. (248), paslanmaz çelik ve NiTi eğelerin mikroyapılarının, torsiyonel dayanıklılıklarının, sertliklerinin otoklav veya kuru hava sterilizasyonu işleminden veya işlem sayısından etkilenmediğini belirtmiştir.

Buna karşın, sterilizasyon işleminin kök kanal aletleri üzerine olumsuz etkilerinin olduğunu gösteren çalışmalar da vardır. Sterilizasyon işleminin eğelerin kesme etkinliğinde azalma ve yüzey düzensizliklerinde artışa yol açtığı ve alette çatlak başlangıçlarına veya mevcut çatlağın derinleşmesine neden olabileceği iddia edilmiştir (8,9,249). Rapisarda ve ark. (10), 36 adet ProFile eğeyle yaptığı bir çalışmada üç grup oluşturmuştur. A grubu 14 kez 30 dk. sterilize edilen, B grubu 7 kez 30 dk. sterilize edilen ve C grubu sterilize edilmeyen kontrol grubu eğelerden oluşmaktadır. A grubundaki eğelerin bütünüyle kimyasal kompozisyonunun dağılımı kontrol grubundan farklıydı. Sterilize eğelerin yüzeyinde daha fazla miktarda titanyum oksit bulunmuştur.

Yazarlara göre, otoklav işlemi özellikle tekrar tekrar yapıldığı durumda NiTi eğenin yüzeyinde bulunan oksijen miktarını arttırarak kesme etkinliğini olumsuz etkilemiştir (6,7). Kontrol grubuna kıyasla kesme etkinliğinde azalma görülmüştür. Makineyle işlenme yerine bükülerek üretilen eğelerde, tekrarlayan otoklav işleminde döngüsel yorulma direncinde azalma gözlenmiştir (11). Canalda-Sahli ve ark. (250), paslanmaz çelik eğelerin torsiyonel dayanıklılıklarında azalma belirlemiş ve NiTi eğeler hakkında kararsız kalmışlardır ve sterilizasyon sonrasında her 2 ege tipinin fleksibilitesinde azalma rapor etmişlerdir. LightSpeed NiTi döner eğelerin yorulma direncinde otoklavın etkisi görülmemiş (249) ancak hem kuru hava hem de otoklav sterilizasyonu sonrasında dönme hareketinde ProFile döner NiTi eğeler daha fazla bozulma sergilemiştir (251).

#### **4.11 Antimikrobiyal Yüzey Kaplamaları**

Günümüzde, dezenfeksiyon sağlamak amacıyla yüzey modifikasyonu uygulamalarını değerlendiren çalışmalar literatürde yerini almıştır. Yüzey kaplamalarıyla materyale antibakteriyel özellik kazandırılması hakkında birçok başarılı çalışma vardır. Dezenfeksiyon işleminde kullanılan materyallerin insan vücuduna karşı toksik etkileri nedeniyle, yüzeylere direk dezenfektan uygulanması yerine materyallerin yüzeylerinin antibakteriyel film tabakasıyla kaplanması önem kazanmıştır. Buradaki asıl olay bakterisid etkiden sorumlu maddenin kontrollü salınımı ile antibakteriyel etki süresinin uzayacak ve doz aşımının önlenmesi olacaktır. Antibakteriyel kaplamalar hem organik hem de inorganik esaslı polimerlerle yapılabilir (252).

##### **4.11.1 Organik Materyaller**

Fenoller, halojenize bileşikler, kuarterner amonyum tuzları ve yakın dönemde araştırılan çitosan ve çitin gibi doğal materyallerdir. Organik materyaller hafif ve esnektir ancak mekanik dirençleri azdır. Çitosan, çitin deasetilasyonu ile oluşan toksik olmayan doğal bir biyopolimerdir ve gıda katkı maddesi olarak kullanılmaktadır. Değişen moleküler ağırlıklarda çitin ve çitosanın dört gram negatif, yedi gram pozitif bakteri üzerine antibakteriyel etkileri araştırılmış ve çitosanların çitosan oligomerlerinden daha fazla antibakteriyel aktivite gösterdiği bulunmuştur (253). Liu ve ark. (254), çitosanın yüksek konsantrasyonlarda iyi bir antibakteriyel özellik sergilediğini ve bunu bakterileri pamuk gibi topaklayıp öldürerek sağladığını bulmuştur.

#### 4.11.2 İnorganik Materyaller

Metaller, metal oksitler ve metal fosfatlardır. İnorganik polimerler mekanik dirençlerinin iyi olmasının yanında bu sertliklerinin neden olduğu kırılabilirlik artışı sergilerler. Nano boyutta metallerin ve metal oksitin bakterilere karşı yüksek antibakteriyel etkinliğe sahip olduğu (255-257) ve çinko oksit gibi oksit materyallerin geleneksel organik antibakteriyel ajanların yerini alabileceği gösterilmiştir (256). Düşük konsantrasyonda çinkonun bakterinin büyümesi için gerekli olduğu ancak yüksek konsantrasyonda çinko oksitin bakteri yaşamını tehdit ettiği bulunmuştur (258). Sawai ve ark. (259), çinko oksitin  $H_2O_2$  oluşturarak bakteriyel büyümeyi baskılamasıyla antibakteriyel etki gösterdiğini bildirmişlerdir. Stoimenov ve ark. (255), gram pozitif ve gram negatif bakteriler üzerinde MgO nanopartiküller ve aerjel prosedürle sentezlenen halojenize yan ürünlerin antibakteriyel ve sporosidal aktivitelerini araştırmış ve geniş yüzey alanları nedeniyle aktif halojenlerin absorpsiyon kapasitesinde artış sayesinde yüksek antibakteriyel etki gösterdiklerini bulmuştur. Soni ve ark. (257), Ag kristalitlerin *Escherichia coli* üzerindeki antibakteriyel etkisini *E.coli*'nin hem sıvı ortamda hem de agar kapta optik yoğunluğuna bakarak belirlemeye çalışmış ve Ag nanopartiküllerin antibakteriyel materyaller olarak kullanılabileceğini bulmuştur.

Antibakteriyel ajanlarla materyale antibakteriyel özellik kazandırmak için farklı metodlar uygulanmıştır (252). Bunlar:

- Materyal içine ajanın direk olarak eklenmesi,
- Antibakteriyel malzemeyle materyalin kaplanması,
- Materyali antibakteriyel ajanla karıştırma.

Kumar ve ark. (260), çalışmasında eritilmiş poliamide direk Ag ilave etmiştir. Bu poliamid/Ag kompozitin Ag iyon salınımıyla *E.coli* ve *Staphylococcus aureus* bakterisine karşı antibakteriyel etkisini incelemiş ve patojenlere karşı etkili bulmuşlardır.  $Ca^{+2}$ ,  $Cd^{+2}$  ve  $Pd^{+2}$  metal iyonları ile poliüretanlarla kompozit yapı oluşturulmuş ve kadmiyum ve palladyum iyon içerikli poliüretanların kalsiyum içeriklilerden daha iyi antibakteriyel etki sergilediği bulunmuştur (261).

Polivinil klorid (PVC), poliüretan pelletan ve döngü-alifatik poliüretanın yanında poliüretan ve silikon levhalar üzerine Ag depolayan Dowling ve ark. (262), manyetron püskürtme ve nötral atom ışın kaynağı kombinasyonu ile bu polimerleri kaplamıştır. *Staphylococcus epidermidis*'e karşı antibakteriyel kaplamanın etkinliğinin Ag içeriğine



bağlı olduğunu ancak çok yüksek dozda Ag yüklemelerinin de bazı insan hücrelerine zarar verdiğini bulmuştur. Ag kaplı ısıya duyarlı polimerlerin antibakteriyel olduğu ve insan hücrelerine toksik etki göstermediği rapor edilmiştir.

Üçüncü metod, antibakteriyel ajanı bir polimerle karıştırarak antibakteriyel materyal elde etme yöntemidir. Bu metoda örnek Hagiwara tarafından araştırılan polimerle antibakteriyel ajan karışımı bir polimer kompozit örnek verilebilir (263). Antibakteriyel karışım, silika jel gibi destek materyal, silika jelin yüzeyinde aluminosilikat kaplama ve Ag, Cu, Zn gibi antibakteriyel metal iyonlardan oluşur. Düşük yoğunluklu polipropilen içerikli antibakteriyel karışım (LPDE) *S.aureus*'a ve *E.coli*'ye karşı etkili bulunmuştur (263). Polikarbonat (PC) kompozitler *S.aureus*'a karşı, akrilonitril butadien sitren (ABS) *Aspergillus niger*'e karşı etkili bulunmuştur (264).

Antibakteriyel materyallerin desteklenmiş antibakteriyel ajan şeklinde hazırlanması tercih edilir. Destek materyali kullanmanın birçok gerekçesi vardır. Desteklenmemiş antibakteriyel materyallere göre kullanımı daha kolaydır. Silika üzerine uygulanan Ag örneğinde olduğu gibi solid oksit destekli metal iyonlar, AgNO<sub>3</sub> solüsyonu gibi desteklenmemiş antibakteriyel solüsyonlardan daha kolay işlenir ve uygulanırlar (265). Destek kullanımının bir diğer avantajı antibakteriyel materyalin aktif yüzey alanını arttırarak antibakteriyel etkinliğini arttırmasıdır. Destek materyal ortama antibakteriyel ajan salınım miktarını kontrol ederek uzun süreli antibakteriyel etki de sağlar. Destek materyal kullanılmadığında antibakteriyel ajan toplanabilir ve yüzey alanı yani temas alanı kaybına uğrar. Yani destek materyal, daha uniform ve dar antibakteriyel ajan dağılımı sağlayarak da antibakteriyel etki artışına öncülük eder (266).

Ag'nin yanında Cu, Zn gibi metaller de iyi antibakteriyel etkiye sahip materyallerdir ancak biyoyumlulukları zayıftır. Biyoyumlu olan Ag katkılı antibakteriyel materyaller vücut içinde de yaygın kullanım alanına sahiptir (267). Dikkat edilmesi gereken önemli bir husus bakteri yıkımı sonrası geriye kalan organik maddelerin yüzeyi kaplayarak antibakteriyel etkiye sahip kaplamanın etkinliğinin azaltması tehlikesidir. Bakterisid madde bakteri tarafından kullanılmadığı zaman ve bakteri öldüğünde kalan organik artık tamamen CO<sub>2</sub> ve H<sub>2</sub>O'ya kadar parçalandığı zaman bu sorun ortadan kalkacaktır. Bu olumsuzluklar fotokatalitik mazlemelerle

giderilebilse de bu maddelerin ışık gereksinimleri kullanım alanlarını sınırlamaktadır (268).

#### 4.11.2.1 Antimikrobiyal Ag Materyaller

Hipokrat, Ag'yi iyileştirici ve enfeksiyonu baskılayıcı olarak tanımladığına göre Ag'nin antibakteriyel etkisinin milattan öncelerde keşfedildiği söylenebilir. Geçmişte süt şişeleri içine atılan Ag paralarla sütün taze kalması amaçlanmış ve enfeksiyon tedavisinde kullanılmıştır. Antibiyotiklerin bulunması sonrasında kullanımı azalmıştır. Geniş spektrumlu antibiyotiklere karşı bile direnç gelişmesi Ag'nin popülaritesini gelecekte arttırabilir.

Ag bazlı antibakteriyel sistemlerde, elementer Ag'nin iyonizasyonu antibakteriyel etkinlik için gereklidir. Kütle formunda Ag biyolojik açıdan bir faaliyet göstermez. Ag, antibakteriyel etki göstermesi için  $Ag^+$  veya  $Ag^0$  iyonik kümeleri şeklinde olmalıdır.  $Ag^0$  kümeler, nanokristalin Ag yapıda bulunan yüklenmemiş gümüştür (269). Nanokristalin yapıda Ag fiziksel ve kimyasal özellikler bakımından mikro ve makro kristalin Ag'den ve Ag tuzlarından farklılık gösterir.  $Ag^0$  formu, iyonik Ag'ye nazaran iyonlar ve organik materyaller tarafından daha az etkisiz hale getirilirler (269). Nanokristalin Ag,  $Ag^0$  kümeleri ve  $Ag^+$  iyonları salma özelliğine sahiptir ancak nanokristalin Ag termal olarak kararsızdır (270)

$AgNO_3$  antibakteriyel özelliktedir ve aköz solüsyonu antiseptik etki gösterir. Ancak, kararsızdır ve uygulanan yüzeyde istenmeyen renk değişikliklerine neden olurlar (269). Gümüş sülfodiazin de bakterisid etki gösterir ve sulfadiazin iyon ve gümüş iyon yoluyla aktivitelerini gösterirler. Düşük çözünürlük sergilerler ve böylece uzun süreli faaliyet gösterirler (271). İyonik formdaki Ag, Ag iyonlarının kümeleri halinde bulunabilir. Ag iyonu veya atomu yaklaşık 0.25 nm çapta iken herhangi bir atomdaki Ag daha büyük boyutlardadır. Aslında kolloidal Ag aköz ortamda topaklandığından iyonik Ag'yi kullanmak daha iyi bir tercihtir. Çünkü topaklanmak antibakteriyel aktivite ve kolloidal stabilite kaybına neden olur (252).

Zayıf asit özellikte olan Ag, R-S-R, R-SH, RS-, PR<sub>3</sub> gibi kükürt ve fosfor içeren zayıf bazlarla reaksiyona girme eğilimi gösterir. Bu özellikleri, öncelikle membrana, hücre içindeki sülfür içeren proteinlere ve fosfor içeren DNA gibi elementlere bağlanmalarına neden olur (272).

#### Ag iyonu muhtemelen iki mekanizmayla antibakteriyel etki gösterir:

1- Elektron verici gruplara sahip proteinlerin -SH gruplarıyla reaksiyona girerek proteinleri inaktif hale getirirler (273,274) ve bakteriyi öldürürler. Ag'nin antibakteriyel etkisi bakterilerin membran yapısına göre farklıdır. Bakteriler membran yapılarına göre gram (+) ve gram (-) olarak iki çeşittir. Gram (+) bakterinin hücre duvarında kalın bir peptidoglikan tabakası ve stoplazmik membran bulunur. Gram (-) bakterilerin hücre duvarı stoplazmik membran üzerinde ince bir peptidoglikan tabakası ve onun üzerinde de dış membran bulunur. Gram (+) bakteri hücre duvarındaki transmembran proteinler peptidoglikan tabakası ile örtülüdür. Ag iyonları ile etkileşime girecek olan bu proteinler, peptidoglikan tabakasını geçen Ag iyonlarıyla inaktif hale geçer. Gram (-) bakterilerin dış membranındaki proteinlere bağlanan Ag iyonları bakterilerin metabolik faaliyetlerini engeller (274).

2- Ag kation ( $Ag^+$ ) reaktif elektron donör yapılarından dolayı sülfür, oksijen ve nitrojen içeren elektron donör gruplara bağlanır. Bu 3 komponent biyolojik moleküllerde bulunurlar. Ag iyonları bakteri membranından sitoplazmaya geçer ve stoplazmik proteinlere veya hücre DNA'sındaki thio-, amino-, imidazol-, karboksil- ve fosfat gruplarıyla kompleks oluşturarak bu yapıları etkisiz hale getirir (274,275). Etkileşim sonrası stoplazmik proteinler elektron yoğun bölgelerin oluşmasıyla hücre dışına salınırlar. Ag iyonları varlığında stimule proteinler DNA'yı korumak amacıyla çekirdeği çevreler ve hücre merkezinde DNA molekül kondensasyonu meydana gelir. Kondanse DNA replikasyon yeteneğini kaybeder (276). Hücrenin enerji metabolizması etkilenir (277) ve hücre için hayati önemi sağlayan *B-galaktosidaz enzimini* inhibe ederek hücre ölümüne neden olur (278). Ag iyonu mikroorganizmanın destrüktif oksidasyonunu katalizleyen hidrojen peroksit oluşumuna da neden olur. Nanopartiküller Ag iyonlarını serbest bırakır ve reaktif oksijen türleri oluşumu meydana gelir. Hem Ag iyonu hem de hidrojen peroksit hücre proteinlere zarar verir (274).

#### **4.12 İnce Film Yüzey Kaplama Yöntemleri**

İnce film kaplamalardan istenen özellikler ve kullanım alanları dikkate alınarak geliştirilmiş birçok yöntem vardır. Bunlar; sol-gel metodu (daldırma kaplama, spray kaplama, döndürme kaplama), teflon reaktörde film oluşturma, buhar biriktirme yöntemi (bir kaynaktan transfer edilen malzemenin kimyasal kompozisyonunun kontrol

altına alınarak bir altlık üzerine biriktirilmesi), elektrokimyasal, termal, elektroforetik lazer kaplama ve hidrotermal kaplamadır (279).

#### **4.12.1 Sol-jel Yöntemi**

İlk kez 1846'da Ebelmen tarafından tesadüfen bulunan bu yöntem, ilk başta ilgi görmese de 1939 yılında  $\text{SiO}_2$  ile film hazırlayan Geffcken sayesinde popülaritesi artmıştır. 1953 yılından sonra da yaygın kullanılan bir yöntem olmuştur (280).

Sol, sıvı süspansiyon içerisinde katı malzemenin dağılmış şekilde bulunduğu durumdur. Moleküller arası Van Der Walls ve elektriksel itme kuvvetlerinin yerçekim kuvvetine göre daha güçlü olmasıyla sol yapıyı oluşturan malzemelerin dibe çökmesi gerçekleşmez. Sol yapı içerisindeki molekül çözelti içerisinde genişleyip daha büyük boyutlara ulaştığında jel halini alır (281).

Sol-jel yönteminde istenilen kalınlıkta film kaplama yapılabilir (282). Yüksek saflıkta malzemelerin sentezlenmesine olanak tanır (283). Farklı gözenek boyutuna sahip malzemeler sentezlenebilir. Başlangıç çözelti viskoziteleri düşük olduğundan kısa sürede moleküler seviyede homojenite sağlanabilir ve böylece elde edilecek jel de homojen özellik taşır (284). Sol-jel yöntemi kullanılarak daldırma ile kaplama (dip coating), döndürme ile kaplama (spin coating) ve spreysel piroliz yöntemleriyle kaplama yapılabilmektedir (285).

##### **4.12.1.1 Daldırma Kaplama (Dip-Coating) Yöntemi**

Sabit bir sıcaklık ve atmosfer ortamında kaplama malzemesinin olduğu kaba kaplanacak malzemenin belirli bir hızda daldırılması ve belirli bir hızda tekrar yukarı doğru çekilmesi işlemidir (286). Serbest titreşim yapılarak az bir sarsıntıyla yüzey kaplaması yapılır .

Daldırma kaplama yöntemi 5 aşamadan oluşur (287):

- Daldırma
- Çıkarma
- Kaplama
- Akıtma
- Buharlaştırma

Alkollü çözelti içerisindeki metal bileşikler hidrolize uğrar. Kaplanacak yüzey kaplama çözeltisiyle temasa geçer ve metal bileşikler hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları sonrasında oksitlerine dönüşürler. Hidroliz ve polikondensasyon

reaksiyonlarının hızlarının kristallenme hızından yüksek olmasıyla iyi bir jel oluşumu sağlanır. Alkoksit karışımlarıyla bu sağlanabilir. Aynı zamanda kaplama yüzeyinin çözeltiyle iyi bir şekilde ısıtılması da kaplama kalitesi için gereklidir. Çözücü olarak etanol kullanımıyla bu sağlanabilir (285).

Hareket halinde taşıyıcı sol çözeltisine daldırılır ve akışkan mekaniği ile kaplama alanı üstünde sol yapıdan bir sınır tabaka oluşur. Kaplama ve akıtma aşamasında oluşan bu sınır tabaka iç ve dış olmak üzere iki bölümden oluşur. İç tabaka taşıyıcı yönünde, dış tabaka ise ters yönde hareket ederek sole geri döner (288). Oluşan filmin kalınlığı bu aşağı yukarı hareket eden tabakaları ayıran ana akıntının şiddetine bağlıdır. Film oluşumu, yukarı hareket eden taşıyıcı ile sıvı arasındaki sürtünme kuvveti, yer çekimi kuvveti, solün yüzey gerilimi, kaplama alanına ulaşan solün eylemsizlik momenti ve birleştirici basınç ile bağlantılıdır .

Sıvı viskozitesi ( $\eta$ ) ve taşıyıcı hızı (U) yeterince büyük değerde ise kaplanan filmin kalınlığı (H) formülü şu şekilde hesaplanır (285):

$$H = c_1 \left( \frac{U\eta}{pg} \right)^{1/2} \quad (1)$$

Bu formülde  $c_1$ , orantı sabitidir ve Newton sıvıları için 0.8 sabit değeri vardır. Taşıyıcı hızı ve viskozitenin büyük olmadığı durumda kalınlık, denge visküz sürüklenmenin sıvı-buhar yüzeyindeki gerilim ( $\gamma_{LV}$ ) oranı ile belirlenir. Bu durumda kalınlık ifadesi Landau-Levich bağlantısıyla belirlenir (289):

$$H = 0.94 [(\eta U)^{2/3} / \gamma_{LV}^{1/6} V(pg)^{1/2}] \quad (2)$$

Daldırma ve yukarı doğru çekme hızı ile kaplama malzemesinin yoğunluğu ve viskozitesine göre kaplama kalınlığı değişkenlik gösterir. Kısa sürede yapılan daldırma ve yukarı çekme işlemi daha kalın yüzey kaplamaları ile sonuçlanır. Visközitesi fazla olan kaplama malzemeleri ile yapılan daldırma işlemi de kalın yüzey kaplamalarıyla sonuçlanır. Kontrollü ısıtma işlemiyle kaplama sertliği sağlanır. Sonrasında ışınlama işlemi yapılarak yüzey aktifliği sağlanır. pH ve buharlaşma etkisi de kalınlığa etki eder ancak yukardaki formüllerde buharlaşma oranı yoktur (285).

Daldırma yöntemi ile homojenitesi iyi kaplama kalınlıkları elde edilebilir ve kalınlık kontrolünü sağlamak zor değildir. Tekrarlayan kaplama uygulamaları için de uygun bir yöntemdir (290). Kübik veya prizmatik şekilli yüzeye sahip malzemelerin kaplanması akış hızı değişikliğinden dolayı bu yöntem uygun değildir.

#### 4.12.1.2 Döndürme Kaplama (Spin-Coating) Yöntemi

Kaplama malzemesi kaplanacak malzemenin ortasına damlatılır ve belirli hızda döndürülmesi ile sağlanan merkezkaç kuvvetiyle kaplama malzemesi tüm yüzey boyunca dağılım gösterir. Kullanılan kaplama malzemesinin viskozitesi ve yüzey gerilimi film kalınlığını etkiler. Aynı zamanda son döndürme hızı, hızlandırma, döndürme süresi ve uçucu malzemeler için buhar çıkışının bitmesi de film karakterini değiştirir (291). Çok hassas bir yöntem olup parametrelerin kontrolü önem arzeder. İşlem üç basamaktan oluşur (292):

- Kaplanacak malzeme üzerine kaplama malzemesinin dağıtılması
- İnce film tabakası oluşturmak için yüksek hızda döndürme işlemi (500-3000 rpm)
- İnce film tabaka üzerindeki çözelti fazlasının kurutma işlemiyle uzaklaştırılması sonrası fırınlama işlemi

Bu yöntemde, film kalınlığı yüzeyde homojen olarak dağılım gösterir ve viskozite değişmedikçe kalınlık da aynı olur (293).

#### 4.12.1.3 Püskürterek Kaplama (Spray Coating) Yöntemi

Çok sayıda iyon kaynağını içeren çözeltilerin sıcaklık altlıklar üzerine püskürtülmesiyle elde edilen ince film oluşturma tekniği olup sprej piroliz kaplama metodu da denilir. Bu teknikte kaplanacak yüzey sprej tabancalarla yapılan püskürtme işlemiyle çözeltinin tatbik edilmesini içerir. Daldırma ve döndürme yöntemlerinden üstün yanı düzgün olmayan yüzeylere daha iyi uygulanabilmesidir ancak homojen bir yüzey film kalınlığı elde edilemez ve pürüzlülük sergilerler (286).

Günümüzde, herhangi bir hastada kök kanal tedavisinde kullanılarak kontamine edilen eğerin asepsisini sağlamak için tek seçenek sterilizasyon işleminin uygulanmasıdır. Ancak, sterilizasyon işleminin kanal eğerleri üzerinde oluşturduğu olumsuz etkiler göz önünde bulundurulduğunda, eğer yüzeyindeki mikroorganizmaların tamamen etkisiz hale getirilmesi için alternatif uygulamaların araştırılması faydalı olabilir. Bildiğimiz kadarıyla literatürde kanal eğerlerine antimikrobiyal özellik kazandırma konusunda herhangi bir araştırma bulunmamaktadır. Bu çalışmada, döner NiTi kanal eğerlerinin yüzeyleri antimikrobiyal özelliğe sahip olan Ag iyon yüzey kaplama malzemesi kullanılarak daldırma yöntemiyle kaplandıktan sonra şeffaf rezin bloklarda preparasyon yapılacak ve ardından alet yüzeyindeki kaplama materyalinde

herhangi bir değişiklik olup olmadığı TEM ve EDS analiz yöntemi kullanılarak incelenecektir. Ayrıca, yapılan bu yüzey kaplamanın aletlerin kesme etkinliğinde herhangi bir etkisinin olup olmadığı rezin bloklardaki ağırlık kaybı incelenerek değerlendirilecektir.

## GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada Ag iyon yüzey kaplaması uygulanan ProTaper Universal döner kök kanal eğelerinin antimikrobiyal ve kesme etkinliklerinin belirlenmesi amaçlandı. Öncelikle uygulanacak kaplama malzemesinin içeriğindeki Ag iyonunun hangi konsantrasyonda optimal antimikrobiyal etki sergilediğini tespit etmek için değişik oranlarda Ag iyon içeren kaplama mazlemeleri ile mikrobiyal testler yapıldı. Optimal yüzdede antimikrobiyal özellikli kaplama malzemesinin tespit edilmesi sonrasında, döner kanal eğeleri üzerine uygulanarak eğenin kesme etkinliklerine etkisinin olup olmadığı ve preparasyon sonrasında yüzey kaplamasının bütünlüğünü koruyup korumadığı (yüzey topografisi) TEM ve EDS ile belirlendi.

### 5.1 Ag İyon Yüzey Kaplamasının Hazırlanması

Değişen yüzdelerde kaplama solüsyonu oluşturularak plakalar üzerine uygulandı. Kaplama solüsyonunu hazırlamak için, GLYMO (1 mol), 0.1M HNO<sub>3</sub> çözeltisi ile hidrolize edildi. Karışım, oda sıcaklığında 2 saat süreyle karıştırıldı. Sonra, Al(OsBu)<sub>3</sub>/HacacOEt kompleks sentezlendi. Bu amaçla, Al(OsBu)<sub>3</sub> (1 mol) içine HacacOEt (1 mol) eklendi ve karışım oda sıcaklığında 1 saat karıştırıldı. HacacOEt-Al(OsBu)<sub>3</sub> reaksiyon oranı 1:1 olarak sabit tutuldu. Sonrasında, Al(OsBu)<sub>2</sub>(HacacOEt) kompleks önceden hidrolize edilen GLYMO solüsyonuna damla damla eklendi ve bir saat karıştırma işlemi yapıldı. GLYMO/HNO<sub>3</sub>/Al(OsBu)<sub>2</sub>(HacacOEt) kompleksin molar oranı 1:1:0.2 idi.

Bağlayıcı sistem = 162.39 g

Katı oranı

57.026 g

**% Toplam katı = % 35**

Sistem 3 saat karıştırılarak kullanıma hazır hale getirildi.

SiO<sub>2</sub> kaynağı olarak 3-(glisidiloksipropil) trimetoksi silan (GLYMO), aluminium-tri-sec-butoxide (Al(OsBu)<sub>3</sub>) ile kompleks yapan ajan olarak etilasetoasetat (HacacOEt), oluşan bu kompleks GLYMO'nun epoksi zincirini açmak için Lewis asidi olarak, hidroliz katalizörü olarak nitrik asit çözeltisi (0.1 M), Ag<sup>+</sup> kaynağı olarak gümüş nitrat (AgNO<sub>3</sub>), solvent olarak izopropil alkol (IPA), etil alkol (EtOH) ve aseton (Ac) kullanıldı.



**(Stabilize Ag Çözeltisi)**

|                   |   |                      |
|-------------------|---|----------------------|
| EtOH              | = | 13.5 g               |
| IPA               | = | 7 g                  |
| Ac                | = | 1.5 g                |
| AgNO <sub>3</sub> | = | 0.64 g (0.4064 g Ag) |
| Silisyum Alkoksit | = | 0.604 g              |
|                   |   | <hr/>                |
|                   |   | 23.244 g             |

- İlk olarak % 0.5 , % 1 , % 2.5 , % 5 Ag içeren sistemler denendi:

**% 0.5 Ag içeren kaplama**

|                        |   |         |                                    |        |
|------------------------|---|---------|------------------------------------|--------|
| Bağlayıcı sistem       | = | 25 g    | .....                              | 8.74 g |
| Stabilize Ag çözeltisi | = | 2.51 g  | (8.74x0.5/99.5x23.244/0.4064) .... | 0.13 g |
| EtOH                   | = | 16.84 g | [(8.74x100/20)-27.51]              |        |
|                        |   | <hr/>   |                                    | <hr/>  |
|                        |   | 44.35 g |                                    | 8.87 g |

**Toplam Katı : % 20**

**% 1 Ag içeren kaplama**

|                        |   |         |                                 |        |
|------------------------|---|---------|---------------------------------|--------|
| Bağlayıcı sistem       | = | 25 g    | .....                           | 8.74 g |
| Stabilize Ag çözeltisi | = | 5.05 g  | (8.74x1/99x23.244/0.4064) ..... | 0.27 g |
| EtOH                   | = | 15 g    | [(9.01x100/20)-30.05]           |        |
|                        |   | <hr/>   |                                 | <hr/>  |
|                        |   | 45.05 g |                                 | 9.01 g |

**Toplam Katı : % 20**

**% 2.5 Ag içeren kaplama**

|                        |   |         |                                    |        |
|------------------------|---|---------|------------------------------------|--------|
| Bağlayıcı sistem       | = | 20 g    | .....                              | 6.99 g |
| Stabilize Ag çözeltisi | = | 10.25 g | (6.99x2.5/97.5x23.244/0.4064) .... | 0.55 g |
| EtOH                   | = | 7.45 g  | [(7.54x100/20)-30.25]              |        |
|                        |   | <hr/>   |                                    | <hr/>  |
|                        |   | 37.7 g  |                                    | 7.54 g |

**Toplam Katı : % 20**

**% 5 Ag içeren kaplama**

|                        |   |         |                                 |        |
|------------------------|---|---------|---------------------------------|--------|
| Bağlayıcı sistem       | = | 15 g    | .....                           | 5.24 g |
| Stabilize Ag çözeltisi | = | 15.77 g | (5.24x5/95x23.244/0.4064) ..... | 0.84 g |
|                        |   | <hr/>   |                                 | <hr/>  |
|                        |   | 30.77 g |                                 | 6.08 g |

**Toplam Katı : % 20**

Kaplama işlemi, 314 kalite paslanmaz çelik plaka (0.7 mm kalınlığında) üzerinde 750 rpm döndürme ile kaplama yöntemi kullanılarak yapıldı. Sertleştirme işlemi, plakanın bulunduğu ortam 30 dakikada 100 °C'ye çıkarılıp 4 saat bu sıcaklıkta muhafaza edilerek sağlandı.

## 5.2 Ag İyon Kaplama Malzemesinin *E.faecalis*'e Karşı Antibakteriyel Etkisinin İncelenmesi

Eğelerin kaplanma işlemi öncesinde Ag iyon film kaplamanın antimikrobiyal etkinliğinin olup olmadığı ve varsa hangi konsantrasyonlarda bu etkinliğini gösterdiğini belirlemek için değişik yüzdelerde Ag içerikli kaplama malzemeleri düz levhaya tatbik edildikten sonra *E.faecalis*'e karşı antimikrobiyal etkinlikleri incelendi.

- Gece Ekimi: *E.faecalis* (ATCC 29212) bakterisinin tek koloni ekiminden bir koloni alınarak, içerisinde 5 ml sıvı besiyeri bulunan kapaklı tüpe konulup çalkalayıcı inkübatör içerisinde 37 °C'de 24 saat bekletildi.

- Gündüz Ekimi: Gece ekimi tüpünden 500 µl alınıp 50 ml sıvı besiyeri bulunan erlenin içerisine eklendi ve 5.5 saat çalkalayıcı inkübatörde bekletildi. Gece ekiminden 500 µl alınması ve 5.5 saat inkübasyon süresi, OD (optical density) eğrisi çalışmaları sonucu belirlendi.

- Gündüz ekimi erleninden seyreltme yapıldı:

|                   |          |                                          |
|-------------------|----------|------------------------------------------|
| 1 numaralı tüpten | 1000µl → | 2 numaralı tüpe konulur ve karıştırılır. |
| 2 numaralı tüpten | 1000µl → | 3 numaralı tüpe konulur ve karıştırılır. |
| 3 numaralı tüpten | 1000µl → | 4 numaralı tüpe konulur ve karıştırılır. |
| 4 numaralı tüpten | 1000µl → | 5 numaralı tüpe konulur ve karıştırılır  |
| 5 numaralı tüpten | 1000µl → | 6 numaralı tüpe konulur ve karıştırılır. |

- Altıncı seyreltme tüpünden 100 µl alınarak antibakteriyel kaplı plakaların üzerine dağıtıldı.

- 30 dakika beklendikten sonra katı besiyeri üzerine ters çevrilerek kapatıldı.

- 30 dakika beklendikten sonra plakalar kaldırıldı ve 37 °C'de bir gece bekletildi.

## 5.3 Kök Kanal Eğelerinin Kaplama Malzemesiyle Kaplanması

Kaplama kalınlıklarını ayarlamak için katı oranları % 10, % 15 ve % 20 olan çözeltiler ile kaplama işlemi yapıldı. Aralarında gözle görülür bir fark olmadığı için %

20 katı oranına sahip çözelti ile daldırma yöntemi kullanılarak 25 mm/dk ve 50 mm/dk olmak üzere 2 farklı hızla kaplamalar yapıldı.

Toplam 24 adet ProTaper Universal eğe serisi (S1, S2, SX, F1, F2) çalışmada kullanıldı. Bu eğe serileri 3 gruba eşit sayıda rastgele şekilde dağıtıldı.

Grup I: 50 mm/dk daldırma kaplama hızında yüzeyi kaplanan 8 adet eğe serisi (toplam 40 adet kök kanal eğesi)

Grup II: 25 mm/dk daldırma kaplama hızında yüzeyi kaplanan 8 adet eğe serisi (toplam 40 adet kök kanal eğesi)

Grup III: Herhangi bir yüzey kaplaması işlemi yapılmayan 8 adet eğe serisi (toplam 40 adet kök kanal eğesi)

#### **5.4 Kesme Etkinliğinin Ağırlık Kaybı Ölçümüyle Belirlenmesi**

Preparasyon öncesinde 0.0001g hassasiyette ölçüm yapabilen Presica 300 SCS Analitik hassas terazi (Presica Instruments AG, Dietikon, İsviçre) ile yapay kök kanalı içeren 120 adet şeffaf rezin bloğun ağırlıkları ölçüldü. Ölçüm sırasında mevcut oda sıcaklığı faktörünün ağırlık ölçümünü etkilememesi için tüm rezin bloklar tek seferde tartıldı. Preparasyon öncesinde ölçülen ağırlık değerleri ile preparasyon sonrasında ölçülen ağırlık değerleri arasındaki farkla grupların simüle rezin bloklardan uzaklaştırdığı madde miktarı belirlenerek kesme etkinliği parametresi olarak kaydedildi. (Uzaklaştırılan madde miktarı = Preparasyon öncesi rezin blok ağırlığı - Preparasyon sonrası rezin blok ağırlığı) (3)

#### **5.5 Simüle Kök Kanalı Resin Blokların Preparasyonu**

Grup I, II ve III'deki her bir ProTaper Universal eğe serisi ile 5 adet şeffaf rezin blokta preparasyon yapıldı. Preparasyon işlemi, endodontik motoru kullanma deneyimi olan tek bir klinisyen tarafından yapıldı. Her grupta toplam 40 adet simüle rezin blok prepare edildi. Preparasyon sırasında devamlı serum fizyolojik ile kanal irigasyonu yapılarak lubrikasyon sağlandı ve rezin debris birikimi nedeniyle oluşabilecek kanal aleti torsiyonel ve fleksural yorulma olasılığı minimize edildi. Her eğe değişimi öncesinde #15 K-file ile rekapütülasyon yapıldı. X-Smart Endodontik Motor (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile üretici talimatlarına göre tork ve devir ayarları yapılarak 1:16 redüksiyonlu angldruva ile kök kanal preparasyonu yapıldı.



**Resim 1. X-Smart Endodontik Motor**

Çalışma boyları 16 mm olarak tesbit edilen simüle kök kanalı rezin bloklarının kanal ağzı, bloğun üst kenarının 3 mm altında bulunmaktadır. Sonraki 5 mm'lik düz bir kanal güzergahı sonrasında 8 mm'lik apekse kadar eğri bir kök kanalı boşluğu söz konusudur. Üretici talimatları dikkate alınarak kök kanalının 2/3'ü uzunluğuna yani koronalden 11 mm uzaklığa kadar önce S1 eğesi kullanıldı. Sonrasında yine aynı uzunlukta SX eğesi kullanıldı. Daha sonra eğe stoperları 16 mm uzunluğa ayarlanarak sırasıyla S1, S2, F1 ve F2 eğeleriyle tam çalışma boyunda preparasyon yapıldı. Preparasyon sonunda final kök kanal eğesi (MAF-Master Apical File) olarak F2 eğe seçildi.

Preparasyon işlemi sonrasında basınçlı hava-su spreyi yardımıyla blokların içerisindeki debrisler uzaklaştırıldı ve ultrasonik banyo içerisinde 5 dakika tutularak tüm debrislerin çıkması sağlandı. Oda sıcaklığında 36 saat tutularak yapay kanal içerisindeki nem kurutuldu ve ikinci seri tartım işlemi gerçekleştirildi. Yapılan tartımlar kaydedilerek tablo halinde toplandı.

### **5.6 Preparasyon Sürelerinin Kaydedilmesi**

Gruplardaki rezin blokların preparasyonun tamamlandığı süre saniye (sn) cinsinden kaydedildi. Böylelikle, bir eğe serisinde beş adet rezin blok preparasyon süresi elde edildi. Toplam 120 adet süre elde edilerek tablo oluşturuldu. Kaydedilen süre aktif enstrumantasyon, irigasyon, olukların temizlenmesi, rekapütasyon ve eğeyi değiştirmede geçen zamanı içeriyordu.

## 5.7 TEM ile Görüntü Elde Etme

Görüntü analizi öncesinde eğe örnekleri, içerisinde saf alkol bulunan beherlere konularak ultrasonik temizleyiciye yerleştirildi. Beş dakikada yüzeyindeki artıkların uzaklaştırılması amaçlandı. Sonrasında örnekler inceleme düzlemlerine yatay konularak cihaz vakum haznesine yerleştirildi. Sonrasında da TEM ile görüntü alımına başlandı. TEM (LEO 1430, Zeiss, İngiltere) görüntü analizi için altı grup incelendi:

1. Kontrol grubu-preparasyon öncesi
2. 25 mm/dk hızla kaplanan grup-preparasyon öncesi
3. 50 mm/dk hızla kaplanan grup-preparasyon öncesi
4. Kontrol grubu-preparasyon sonrası
5. 25 mm/dk hızla kaplanan grup-preparasyon sonrası
6. 50 mm/dk hızla kaplanan grup-preparasyon sonrası

Herbir gruptan rastgele seçilen ProTaper eğe serilerinden seçilen F1 ve F2 eğelerden, TEM ile hem preparasyon öncesi hem de sonrasında görüntü alındı. Her eğeden 4 farklı görüntü alındı:

1. x200 büyütme ile eğe ucundan
2. x200 büyütme ile eğe ucundan yaklaşık 3-5 mm uzaklıktaki bölgeden eğenin çalışan kısmından
3. x500 büyütme ile eğe yüzeyinden
4. x1000 büyütme ile eğe yüzeyinden

TEM ile preparasyon öncesinde ve preparasyon sonrasında yüzey özellikleri, düzensizlikleri, mikroçatlaklar ve katlantılar açısından incelemeler yapıldı. Preparasyon öncesi elde edilen görüntüler, gruplar arası karşılaştırmada ve preparasyon sonrası hem grup içi hem de gruplar arası karşılaştırmalarda kullanıldı. Eğelerin preparasyon sonrası görüntüleri, hem preparasyon öncesi grup içi eğelerin hem de preparasyon sonrası gruplar arası eğelerin görüntüleriyle karşılaştırıldı. Farklı hızlarda daldırma yöntemiyle elde edilen yüzey kaplamalarının kalınlıkları TEM yardımıyla ölçüldü.

Eğelerin kesit görüntüleri kontrol grubundan, 25 mm/dk ve 50 mm/dk hızla kaplama yapılan eğe gruplarından rastgele seçilen birer örnekten alındı. Eğelerin çalışan kısmı eğe ucundan 12 mm mesafede su soğutması altında elmas frezle kesildi. Çalışan kısmın bittiği yerdeki sap kısmı da aynı şekilde kesildi. Böylece, 3 mm boyunda

örnekler elde edildi. Bu örnekler dikey olarak TEM'e yerleştirildi. x3000 büyütmede uygun kenarlardan görüntüler alındı.

### **5.8 Eğe Yüzeylerinin EDS ile Analizi**

TEM ile eğe yüzeylerinin görüntülenmesi sırasında hem preparasyon öncesinde hem de preparasyon sonrasında yüzeyin Ag kaplama içerip içermediğini belirlemek için, belirli bölgelerin elemental analizinin yapılması için Energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDS, EDX veya XEDS) kullanıldı. Analiz sonrası elde edilen grafikler ve tespit edilen elementlerin miktarlarının sayısal verileri kaydedildi.

### **5.9 İstatistiksel Analiz**

İstatistiksel analiz SPSS 15.0 (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Analizler için tek yönlü ANOVA testi ve Bonferroni post hoc testleri  $p < 0.05$  düzeyinde uygulandı.

## BULGULAR

### 6.1 Bakteri Testi Sonuçları

Çalışmamızda değişik yüzdelerde Ag iyon içeriği ile plakaların kaplanması sonrasında yüzeyi kaplı bu plakaların *E.faecalis*'e karşı antimikrobiyal etkinlikleri incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 2'de gösterilmiştir. Öncelikli olarak 5 örnek üzerinde, kaplama yapılmayan, % 0.5, % 1, % 2.5 ve % 5 Ag içeren kaplama uygulanan plakaların yerleştirilmesi sonrası koloni oluşturan ünite (CFU) miktarına bakıldı. Kaplama yapılmayan plakaların hepsinde değişen sayılarda bakteri üremesi gözlemlendi. Yine % 0.5 Ag ve % 1 Ag içeren kaplama malzemesi uygulanan plakaların hepsinde üreme görüldü. % 1 Ag içeren kaplamalar ile % 0.5 Ag içeren kaplamaların aralarında CFU değerlerine bakılarak karşılaştırma yapıldığında, Ag yüzdesinin artmasına rağmen 1., 2., 3. ve 5. örneklerde % 1 Ag içeren kaplamalarda daha fazla bakteriyel üreme görüldü. Yine, kaplama uygulanmayan plakalar, 3. ve 5. örnekte % 1 Ag içeren kaplamalardan daha az bakteriyel üreme sergiledi. % 0.5 Ag içeren kaplama uygulanan plakalar, 4. örnekte % 1 Ag ile kaplı plakalarla ve 5. örnekte kaplama uygulanmayan plakalarla aynı CFU değerine sahipti. % 0.5 Ag içeren kaplama uygulanan plakalar diğer 3 örnekte en az bakteriyel üreme sergileyen gruptu. Bu 3 grup arasında ortalama CFU değerlerine bakıldığında, en fazla bakteriyel üremenin kaplama uygulanmayan plakalarda olduğu, % 1 Ag içeren kaplamaya sahip plakaların daha az ortalama CFU değeri sergilediği ve en az bakteriyel üremenin % 0.5 Ag içeren plakalarda görüldüğü belirlendi. Kaplama yapılmayan, % 0.5 ve % 1 Ag içeren kaplamaya sahip plakalarda görülenin aksine, tüm örneklerde % 2.5 ve % 5 Ag içeren kaplama malzemesine sahip plakaların hiçbirinde bakteri üremesi görülmedi.

Sonuç itibarıyla, % 0.5 ve % 1 Ag içeren kaplamaların yeterli olmadığı görüldü. Bunun üzerine % 2, % 3, % 4 ve % 5 Ag içeren çözeltiler hazırlanarak denemeler yapıldı. % 2, % 3, % 4 ve % 5 Ag içeren sistemler için 1000 rpm'de plakalarda kaplama yapıldı. Bakteri testi için 10 dk., 20 dk. ve 30 dk. olarak farklı bekleme süreleri denendi (Tablo 3). Kaplama uygulanmayan plakalarda bakteri üremesi değerleri 10 dk. ikinci paralel ve 20 dk. ikinci paralel plakalarda uyumsuz olduğundan (CFU=19) hesaplamada dikkate alınmadı. 10 dk. bekleme süresinde ortalama CFU değeri 45, 20 dk. bekleme süresinde CFU değeri 68, 30 dk. bekleme süresinde CFU değeri 32 olarak

gözlemlendi. Tüm bekleme sürelerinde % 2, % 3, % 4 ve % 5 Ag içeren yüzey kaplamaları ile kaplanan plakaların hiçbirinde bakteri üremesi gözlenmedi.

Son bakteriyel testteki tüm kaplama malzemelerinin sonuçları olumlu olduğundan tam antibakteriyel etkinlik sağlanan en düşük konsantrasyon olan % 2 Ag içeren çözeltinin kullanılmasına karar verildi.

Kaplama kalınlıklarını ayarlamak için katı oranları % 10, % 15 ve % 20 olan çözeltiler ile kaplama yapıldı. Aralarında gözle görülür bir fark olmadığı için % 20 katı oranına sahip çözelti ile daldırma yöntemi kullanılarak 25 mm/dk ve 50 mm/dk olmak üzere 2 farklı hızla kaplamalar yapıldı. Daldırma tekniği ile farklı yukarı çekme hızında yapılan ege yüzey kaplamalarından 50 mm/dk ile kaplamanın 25 mm/dk hızında kaplama işleminden daha kalın film tabakası oluşturacağı düşüncesi ile 2 farklı grup oluşturuldu. Oluşan kalınlık TEM ile ölçüldü.



**Tablo 2.** Değişen yüzdelerde Ag iyon içeriğine sahip plakaların ekim sonrasında sergilediği antibakteriyel etkinlik (\* bakteri sayısı olarak verilmiştir).

| *               | CFU       | KAPLAMASIZ | % 0.5 Ag  | % 1 Ag    | % 2.5 Ag | % 5 Ag   |
|-----------------|-----------|------------|-----------|-----------|----------|----------|
| 1. ÖRNEK        | 31        | 27         | 21        | 25        | 0        | 0        |
| 2. ÖRNEK        | 25        | 23         | 18        | 23        | 0        | 0        |
| 3. ÖRNEK        | 42        | 24         | 19        | 26        | 0        | 0        |
| 4. ÖRNEK        | 54        | 27         | 17        | 17        | 0        | 0        |
| 5. ÖRNEK        | 30        | 18         | 18        | 19        | 0        | 0        |
| <b>ORTALAMA</b> | <b>36</b> | <b>24</b>  | <b>19</b> | <b>22</b> | <b>0</b> | <b>0</b> |

CFU : Koloni oluşturan ünite

**Tablo 3.** Değişen yüzdelerde Ag içeren kaplama malzemelerinin ikinci bakteri testi sonrasında sergilediği bakteri üreme miktarları

| *               | KAPLAMASIZ | % 2 Ag   | % 3 Ag   | % 4 Ag   | % 5 Ag   |
|-----------------|------------|----------|----------|----------|----------|
| 10 dk 1.paralel | 41         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 10 dk 2.paralel | 19         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 10 dk 3.paralel | 49         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| <b>ORTALAMA</b> | <b>45</b>  | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> |
| 20 dk 1.paralel | 63         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 20 dk 2.paralel | 19         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 20 dk 3.paralel | 73         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| <b>ORTALAMA</b> | <b>68</b>  | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> |
| 30 dk 1.paralel | 39         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 30 dk 2.paralel | 25         | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 30 dk 3.paralel | -          | 0        | 0        | 0        | 0        |
| <b>ORTALAMA</b> | <b>32</b>  | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> | <b>0</b> |

\* Bakteri koloni sayısı olarak verilmiştir.

\*Mavi ile yazılmış değerler uyumsuz olduğu için dikkate alınmadı.

## **6.2 Preparasyon Sonrası Ağırlık Kaybının İstatistiksel Analiz Sonuçları**

50 mm/dk grubu eğeleri (Grup I), preparasyon sonrasında rezin bloklarda 25 mm/dk (Grup II) ve kontrol grubu eğelere (Grup III) nazaran istatistiksel olarak daha fazla ağırlık kaybı oluşturdu ( $p<0.05$ ). 25 mm/dk grubu eğeler, kontrol grubu eğelere göre daha fazla madde kaybına neden olsa da bu değer istatistiksel olarak anlamlı seviyede değildi ( $p>0.05$ ) (Tablo 7).

## **6.3 Preparasyon Sürelerinin İstatistiksel Analiz Sonuçları**

Preparasyon süresinin istatistiksel analizinde, tüm ege gruplarının istatistiksel olarak anlamlı seviyede birbirinden farklı olduğu tespit edildi. 25 mm/dk grubu eğeler, 50 mm/dk ve kontrol grubu eğelere nazaran istatistiksel olarak daha uzun sürede preparasyon işlemi sergiledi ( $p<0.05$ ). 50 mm/dk grubu eğeler, istatistiksel olarak anlamlı sayılacak seviyede, 25 mm/dk grubu eğelerden daha kısa sürede ve kontrol grubu eğelerden daha uzun sürede preparasyon gerçekleştirdi ( $p<0.05$ ). Kontrol grubu eğeler her 2 diğer grup eğelere nazaran istatistiksel açıdan daha kısa sürede preparasyon işlemi gerçekleştirdi ( $p<0.05$ ) (Tablo 8).

**Tablo 4.** 50 mm/dk daldırma kaplama yöntemi ile yüzey kaplaması uygulanan döner kök kanal eğelerinin kesme etkinliklerinin belirlenmesi için elde edilen sayısal verilerin Grup I içerisindeki dağılımı

| Kaplama Türü<br>ve<br>Eğе Serisi | Preparasyon<br>Öncesi<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Ağırlık Kaybı (g) | Preparasyon<br>Süresi<br>(sn) |
|----------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| 50 mm/dk 1-1                     | 3.3981                                     | 3.3942                                      | 0.0039                                      | 352                           |
| 50 mm/dk 1-2                     | 3.4300                                     | 3.4265                                      | 0.0035                                      | 352                           |
| 50 mm/dk 1-3                     | 3.4068                                     | 3.4031                                      | 0.0037                                      | 343                           |
| 50 mm/dk 1-4                     | 3.4068                                     | 3.4024                                      | 0.0044                                      | 333                           |
| 50 mm/dk 1-5                     | 3.4117                                     | 3.4078                                      | 0.0039                                      | 336                           |
| 50 mm/dk 2-1                     | 3.4151                                     | 3.4115                                      | 0.0036                                      | 350                           |
| 50 mm/dk 2-2                     | 3.4184                                     | 3.4144                                      | 0.0040                                      | 301                           |
| 50 mm/dk 2-3                     | 3.4198                                     | 3.4161                                      | 0.0037                                      | 309                           |
| 50 mm/dk 2-4                     | 3.4268                                     | 3.4231                                      | 0.0046                                      | 246                           |
| 50 mm/dk 2-5                     | 3.4341                                     | 3.4295                                      | 0.0046                                      | 324                           |
| 50 mm/dk 3-1                     | 3.4245                                     | 3.4203                                      | 0.0042                                      | 335                           |
| 50 mm/dk 3-2                     | 3.4189                                     | 3.4148                                      | 0.0041                                      | 312                           |
| 50 mm/dk 3-3                     | 3.4387                                     | 3.4351                                      | 0.0036                                      | 320                           |
| 50 mm/dk 3-4                     | 3.4272                                     | 3.4232                                      | 0.0040                                      | 306                           |
| 50 mm/dk 3-5                     | 3.4090                                     | 3.4050                                      | 0.0040                                      | 350                           |
| 50 mm/dk 4-1                     | 3.4115                                     | 3.4081                                      | 0.0034                                      | 331                           |
| 50 mm/dk 4-2                     | 3.4342                                     | 3.4306                                      | 0.0036                                      | 366                           |
| 50 mm/dk 4-3                     | 3.4374                                     | 3.4338                                      | 0.0036                                      | 310                           |
| 50 mm/dk 4-4                     | 3.4254                                     | 3.4221                                      | 0.0033                                      | 350                           |
| 50 mm/dk 4-5                     | 3.4365                                     | 3.4327                                      | 0.0038                                      | 332                           |
| 50 mm/dk 5-1                     | 3.4155                                     | 3.4114                                      | 0.0041                                      | 400                           |
| 50 mm/dk 5-2                     | 3.4257                                     | 3.4218                                      | 0.0039                                      | 291                           |
| 50 mm/dk 5-3                     | 3.4337                                     | 3.4297                                      | 0.0040                                      | 328                           |
| 50 mm/dk 5-4                     | 3.4282                                     | 3.4241                                      | 0.0041                                      | 302                           |
| 50 mm/dk 5-5                     | 3.4072                                     | 3.4036                                      | 0.0036                                      | 297                           |
| 50 mm/dk 6-1                     | 3.4318                                     | 3.4281                                      | 0.0037                                      | 273                           |
| 50 mm/dk 6-2                     | 3.4130                                     | 3.4092                                      | 0.0038                                      | 292                           |
| 50 mm/dk 6-3                     | 3.4194                                     | 3.4154                                      | 0.0040                                      | 261                           |
| 50 mm/dk 6-4                     | 3.4048                                     | 3.4008                                      | 0.0040                                      | 269                           |
| 50 mm/dk 6-5                     | 3.4350                                     | 3.4316                                      | 0.0034                                      | 240                           |
| 50 mm/dk 7-1                     | 3.4156                                     | 3.4114                                      | 0.0042                                      | 342                           |
| 50 mm/dk 7-2                     | 3.4231                                     | 3.4191                                      | 0.0040                                      | 338                           |
| 50 mm/dk 7-3                     | 3.4269                                     | 3.4232                                      | 0.0037                                      | 377                           |
| 50 mm/dk 7-4                     | 3.4192                                     | 3.4153                                      | 0.0039                                      | 329                           |
| 50 mm/dk 7-5                     | 3.4158                                     | 3.4117                                      | 0.0041                                      | 310                           |
| 50 mm/dk 8-1                     | 3.4386                                     | 3.4346                                      | 0.0040                                      | 385                           |
| 50 mm/dk 8-2                     | 3.4234                                     | 3.4194                                      | 0.0040                                      | 352                           |
| 50 mm/dk 8-3                     | 3.4269                                     | 3.4228                                      | 0.0041                                      | 329                           |
| 50 mm/dk 8-4                     | 3.4256                                     | 3.4214                                      | 0.0042                                      | 312                           |
| 50 mm/dk 8-5                     | 3.4098                                     | 3.4055                                      | 0.0043                                      | 371                           |

**Tablo 5.** 25 mm/dk daldırma kaplama yöntemi ile yüzey kaplaması uygulanan döner kök kanal eğelerinin kesme etkinliklerinin belirlenmesi için elde edilen sayısal verilerin Grup II içerisindeki dağılımı

| Kaplama Türü<br>ve<br>Eğ Serisi | Preparasyon<br>Öncesi<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Ağırlık Kaybı (g) | Preparasyon<br>Süresi<br>(sn) |
|---------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| 25 mm/dk 1-1                    | 3.4182                                     | 3.4149                                      | 0.0033                                      | 346                           |
| 25 mm/dk 1-2                    | 3.4184                                     | 3.4147                                      | 0.0037                                      | 312                           |
| 25 mm/dk 1-3                    | 3.4143                                     | 3.4112                                      | 0.0031                                      | 353                           |
| 25 mm/dk 1-4                    | 3.4045                                     | 3.4013                                      | 0.0032                                      | 336                           |
| 25 mm/dk 1-5                    | 3.4124                                     | 3.4086                                      | 0.0039                                      | 337                           |
| 25 mm/dk 2-1                    | 3.4433                                     | 3.4394                                      | 0.0039                                      | 316                           |
| 25 mm/dk 2-2                    | 3.4238                                     | 3.4199                                      | 0.0039                                      | 343                           |
| 25 mm/dk 2-3                    | 3.4122                                     | 3.4084                                      | 0.0038                                      | 341                           |
| 25 mm/dk 2-4                    | 3.4128                                     | 3.4084                                      | 0.0044                                      | 327                           |
| 25 mm/dk 2-5                    | 3.4506                                     | 3.4468                                      | 0.0038                                      | 353                           |
| 25 mm/dk 3-1                    | 3.4336                                     | 3.4300                                      | 0.0036                                      | 372                           |
| 25 mm/dk 3-2                    | 3.4256                                     | 3.4220                                      | 0.0036                                      | 371                           |
| 25 mm/dk 3-3                    | 3.4208                                     | 3.4173                                      | 0.0035                                      | 361                           |
| 25 mm/dk 3-4                    | 3.4258                                     | 3.4222                                      | 0.0036                                      | 349                           |
| 25 mm/dk 3-5                    | 3.4379                                     | 3.4343                                      | 0.0036                                      | 351                           |
| 25 mm/dk 4-1                    | 3.4198                                     | 3.4166                                      | 0.0032                                      | 348                           |
| 25 mm/dk 4-2                    | 3.4070                                     | 3.4035                                      | 0.0035                                      | 361                           |
| 25 mm/dk 4-3                    | 3.4266                                     | 3.4230                                      | 0.0036                                      | 327                           |
| 25 mm/dk 4-4                    | 3.4091                                     | 3.4058                                      | 0.0033                                      | 336                           |
| 25 mm/dk 4-5                    | 3.4405                                     | 3.4366                                      | 0.0039                                      | 313                           |
| 25 mm/dk 5-1                    | 3.4254                                     | 3.4214                                      | 0.0040                                      | 312                           |
| 25 mm/dk 5-2                    | 3.4390                                     | 3.4357                                      | 0.0033                                      | 304                           |
| 25 mm/dk 5-3                    | 3.4071                                     | 3.4034                                      | 0.0037                                      | 336                           |
| 25 mm/dk 5-4                    | 3.4171                                     | 3.4134                                      | 0.0037                                      | 342                           |
| 25 mm/dk 5-5                    | 3.4177                                     | 3.4144                                      | 0.0033                                      | 317                           |
| 25 mm/dk 6-1                    | 3.4023                                     | 3.3990                                      | 0.0033                                      | 346                           |
| 25 mm/dk 6-2                    | 3.4254                                     | 3.4212                                      | 0.0042                                      | 361                           |
| 25 mm/dk 6-3                    | 3.4279                                     | 3.4239                                      | 0.0040                                      | 349                           |
| 25 mm/dk 6-4                    | 3.3952                                     | 3.3907                                      | 0.0045                                      | 336                           |
| 25 mm/dk 6-5                    | 3.4280                                     | 3.4236                                      | 0.0044                                      | 351                           |
| 25 mm/dk 7-1                    | 3.4121                                     | 3.4088                                      | 0.0033                                      | 350                           |
| 25 mm/dk 7-2                    | 3.4266                                     | 3.4229                                      | 0.0037                                      | 376                           |
| 25 mm/dk 7-3                    | 3.4224                                     | 3.4188                                      | 0.0036                                      | 342                           |
| 25 mm/dk 7-4                    | 3.4317                                     | 3.4279                                      | 0.0038                                      | 409                           |
| 25 mm/dk 7-5                    | 3.4138                                     | 3.4103                                      | 0.0035                                      | 319                           |
| 25 mm/dk 8-1                    | 3.4150                                     | 3.4113                                      | 0.0037                                      | 323                           |
| 25 mm/dk 8-2                    | 3.4113                                     | 3.4072                                      | 0.0041                                      | 343                           |
| 25 mm/dk 8-3                    | 3.4105                                     | 3.4068                                      | 0.0037                                      | 359                           |
| 25 mm/dk 8-4                    | 3.4090                                     | 3.4050                                      | 0.0040                                      | 335                           |
| 25 mm/dk 8-5                    | 3.4235                                     | 3.4198                                      | 0.0037                                      | 370                           |

**Tablo 6.** Daldırma kaplama yöntemi ile yüzey kaplaması uygulanmayan döner kök kanal eğelerinin kesme etkinliklerinin belirlenmesi için elde edilen sayısal verilerin Grup III içerisindeki dağılımı

| Kaplama Türü<br>ve<br>Eğе Serisi | Preparasyon<br>Öncesi<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Blok Ağırlığı (g) | Preparasyon<br>Sonrası<br>Ağırlık Kaybı (g) | Preparasyon<br>Süresi<br>(sn) |
|----------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------|
| KONTROL 1-1                      | 3.4363                                     | 3.4330                                      | 0.0033                                      | 252                           |
| KONTROL 1-2                      | 3.4211                                     | 3.4176                                      | 0.0035                                      | 261                           |
| KONTROL 1-3                      | 3.4264                                     | 3.4226                                      | 0.0038                                      | 267                           |
| KONTROL 1-4                      | 3.3928                                     | 3.3893                                      | 0.0035                                      | 282                           |
| KONTROL 1-5                      | 3.4318                                     | 3.4284                                      | 0.0034                                      | 283                           |
| KONTROL 2-1                      | 3.4215                                     | 3.4180                                      | 0.0035                                      | 243                           |
| KONTROL 2-2                      | 3.4384                                     | 3.4347                                      | 0.0037                                      | 254                           |
| KONTROL 2-3                      | 3.4381                                     | 3.4344                                      | 0.0037                                      | 249                           |
| KONTROL 2-4                      | 3.4066                                     | 3.4027                                      | 0.0039                                      | 235                           |
| KONTROL 2-5                      | 3.4425                                     | 3.4390                                      | 0.0035                                      | 264                           |
| KONTROL 3-1                      | 3.4138                                     | 3.4105                                      | 0.0033                                      | 271                           |
| KONTROL 3-2                      | 3.4305                                     | 3.4269                                      | 0.0036                                      | 277                           |
| KONTROL 3-3                      | 3.4145                                     | 3.4111                                      | 0.0034                                      | 275                           |
| KONTROL 3-4                      | 3.4213                                     | 3.4179                                      | 0.0034                                      | 293                           |
| KONTROL 3-5                      | 3.4109                                     | 3.4080                                      | 0.0029                                      | 278                           |
| KONTROL 4-1                      | 3.4057                                     | 3.4021                                      | 0.0036                                      | 270                           |
| KONTROL 4-2                      | 3.4271                                     | 3.4230                                      | 0.0041                                      | 276                           |
| KONTROL 4-3                      | 3.4133                                     | 3.4096                                      | 0.0037                                      | 280                           |
| KONTROL 4-4                      | 3.4354                                     | 3.4318                                      | 0.0036                                      | 244                           |
| KONTROL 4-5                      | 3.4218                                     | 3.4180                                      | 0.0038                                      | 247                           |
| KONTROL 5-1                      | 3.4260                                     | 3.4222                                      | 0.0038                                      | 291                           |
| KONTROL 5-2                      | 3.4253                                     | 3.4215                                      | 0.0038                                      | 272                           |
| KONTROL 5-3                      | 3.4261                                     | 3.4226                                      | 0.0035                                      | 289                           |
| KONTROL 5-4                      | 3.4337                                     | 3.4301                                      | 0.0036                                      | 276                           |
| KONTROL 5-5                      | 3.4004                                     | 3.3968                                      | 0.0036                                      | 255                           |
| KONTROL 6-1                      | 3.4189                                     | 3.4153                                      | 0.0036                                      | 266                           |
| KONTROL 6-2                      | 3.4263                                     | 3.4228                                      | 0.0035                                      | 252                           |
| KONTROL 6-3                      | 3.4256                                     | 3.4225                                      | 0.0031                                      | 280                           |
| KONTROL 6-4                      | 3.4347                                     | 3.4312                                      | 0.0035                                      | 243                           |
| KONTROL 6-5                      | 3.4187                                     | 3.4150                                      | 0.0037                                      | 269                           |
| KONTROL 7-1                      | 3.4358                                     | 3.4324                                      | 0.0034                                      | 252                           |
| KONTROL 7-2                      | 3.4246                                     | 3.4212                                      | 0.0034                                      | 270                           |
| KONTROL 7-3                      | 3.4190                                     | 3.4154                                      | 0.0036                                      | 243                           |
| KONTROL 7-4                      | 3.4190                                     | 3.4154                                      | 0.0036                                      | 265                           |
| KONTROL 7-5                      | 3.4015                                     | 3.3979                                      | 0.0036                                      | 215                           |
| KONTROL 8-1                      | 3.4329                                     | 3.4292                                      | 0.0037                                      | 271                           |
| KONTROL 8-2                      | 3.4317                                     | 3.4282                                      | 0.0035                                      | 273                           |
| KONTROL 8-3                      | 3.4183                                     | 3.4144                                      | 0.0039                                      | 287                           |
| KONTROL 8-4                      | 3.3961                                     | 3.3923                                      | 0.0038                                      | 282                           |
| KONTROL 8-5                      | 3.4006                                     | 3.3970                                      | 0.0036                                      | 262                           |

**Tablo 7.** Grup I, II ve III'deki preparasyon sonrası ağırlık kaybının One-way ANOVA ve Bonferroni post hoc istatistiksel analizi

| Gruplar                                                                                                                                                      | Ortalama ± Standart Sapma | P Değeri                                          | Ortalama Fark | % 95 CI                |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|---------------------------------------------------|---------------|------------------------|
| 50 mm/dk (Grup I)                                                                                                                                            | 0.003915 ± 0.0003034      | 0.003 ( <i>P</i> <0.05)(Gr 1 vs Gr2) <sup>b</sup> | 0.0002200     | 0.000062, 0.000378     |
|                                                                                                                                                              |                           | 0.000 ( <i>P</i> <0.05)(Gr 1 vs Gr3) <sup>b</sup> | 0.0003400     | 0.000182, 0.000498     |
| 25 mm/dk (Grup II)                                                                                                                                           | 0.003695 ± 0.0003381      | 0.003 ( <i>P</i> <0.05)(Gr 2 vs Gr1) <sup>b</sup> | - 0.0002200   | - 0.000378, - 0.000062 |
|                                                                                                                                                              |                           | 0.203 ( <i>P</i> >0.05)(Gr 2 vs Gr3)              | 0.0001200     | - 0.000038, 0.000278   |
| KONTROL (Grup III)                                                                                                                                           | 0.003575 ± 0.0002181      | 0.000 ( <i>P</i> <0.05)(Gr 3 vs Gr1) <sup>b</sup> | - 0.0003400   | - 0.000498, - 0.000182 |
|                                                                                                                                                              |                           | 0.203 ( <i>P</i> >0.05)(Gr 3 vs Gr2)              | - 0.0001200   | - 0.000278, 0.000038   |
| Gr 1= Grup I ( 50 mm/dk), Gr 2= Grup II (25 mm/dk), Gr 3= Grup III (Kontrol grubu)<br><sup>b</sup> İstatistiksel değer <i>P</i> <.05'de anlamlı seviyededir. |                           |                                                   |               |                        |

**Tablo 8.** Grup I, II ve III eğelerin şeffaf rezin bloklarda yapılan preparasyon sonrasında preparasyon süresinin One-way ANOVA ve Bonferroni post hoc istatistiksel analiz verileri

| Gruplar                                                                                                                                                 | Ortalama ± Standart Sapma | P Değeri                                                                                     | Ortalama Fark        | % 95 CI                                      |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------|----------------------------------------------|
| <b>50 mm/dk (Grup I)</b>                                                                                                                                | 323.900 ± 35.769          | 0.003 ( $P<0.05$ )(Gr 1 vs Gr2) <sup>b</sup><br>0.000 ( $P<0.05$ )(Gr 1 vs Gr3) <sup>b</sup> | - 19.425<br>58.550   | - 33.4803, -5.3697<br>44.4947, 72.6053       |
| <b>25 mm/dk (Grup II)</b>                                                                                                                               | 343.325 ± 20.910          | 0.003 ( $P<0.05$ )(Gr 2 vs Gr1) <sup>b</sup><br>0.000 ( $P>0.05$ )(Gr 2 vs Gr3) <sup>b</sup> | 19.425<br>77.975     | 5.3697, 33.4803<br>63.9197, 92.0303          |
| <b>KONTROL (Grup III)</b>                                                                                                                               | 265.350 ± 17.100          | 0.000 ( $P<0.05$ )(Gr 3 vs Gr1) <sup>b</sup><br>0.000 ( $P>0.05$ )(Gr 3 vs Gr2) <sup>b</sup> | - 58.550<br>- 77.975 | - 72.6053, - 44.4947<br>- 92.0303, - 63.9197 |
| Gr 1= Grup I ( 50 mm/dk), Gr 2= Grup II (25 mm/dk), Gr 3= Grup III (Kontrol grubu)<br><sup>b</sup> İstatistiksel değer $P<.05$ 'de anlamlı seviyededir. |                           |                                                                                              |                      |                                              |



#### 6.4 Preparasyon Öncesinde Eğelerin TEM ile Elde Edilen Görüntülerinin Analizi

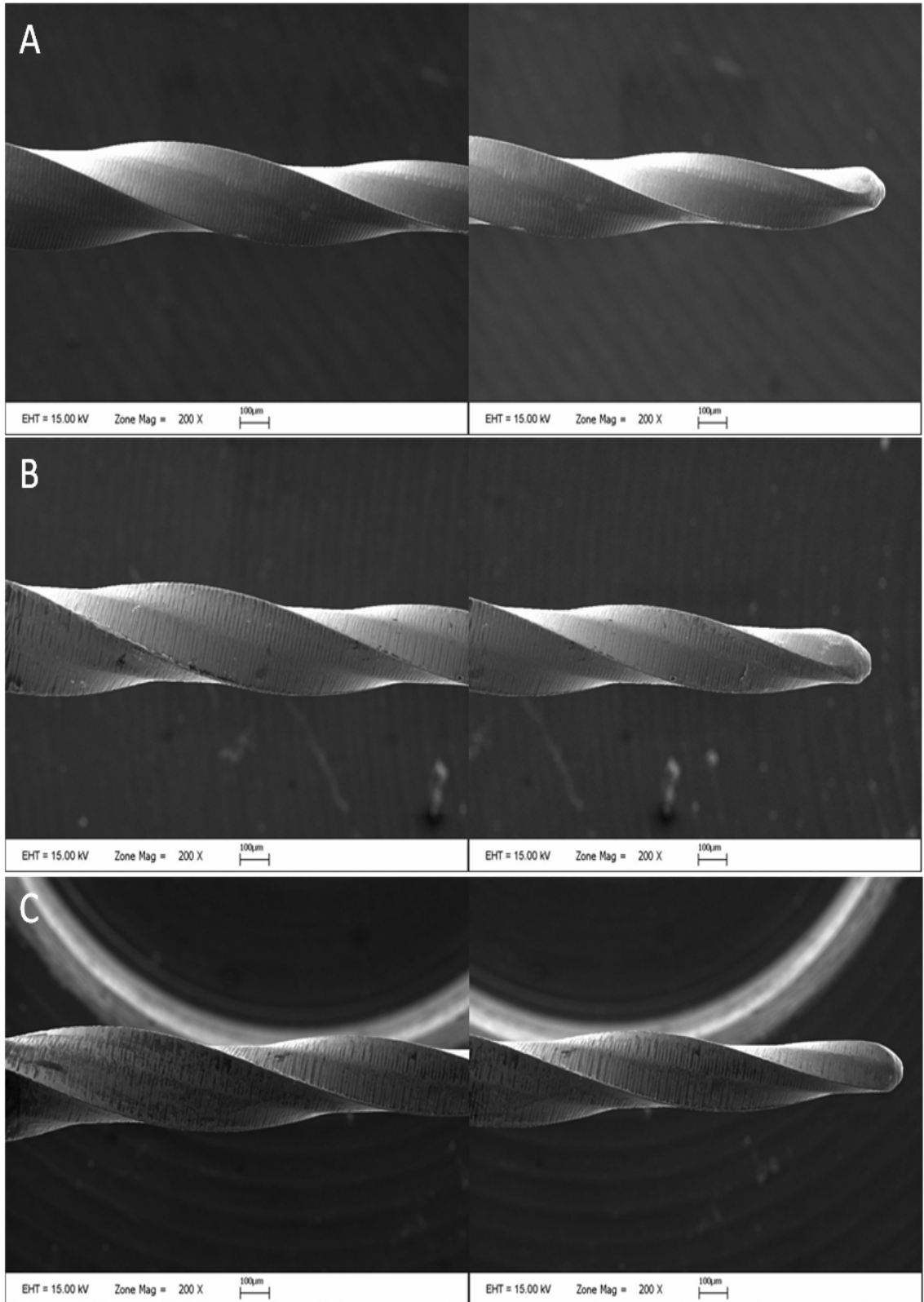
Herbir gruptaki F1 eğelerin preparasyon öncesi İkincil elektron (SE) modunda TEM görüntüleri incelendiğinde, x200 büyütmede kontrol grubu eğelerin yüzeylerinde makineyle işleme izlerinin olduğu görülmektedir (Resim 2A). Eğenin uç kısmı yuvarlatılmış ve künt bir hal almıştır. 25 mm/dk grubu F1 eğenin uç kısımdan 3-5 mm uzaklıktaki mesafede ve uç kısmına yakın bölgede, çalışan kısım olarak nitelendirilen aktif bölgede ve oluk bölgesinde kaplama yüzeyinde pürüzlülük görüldü (Resim 2B). 50 mm/dk grubu F1 eğeler, 25 mm/dk grubu F1 eğelere nazaran genel görüntü itibarıyla çok daha az homojeniteye yani fazla yüzey pürüzlülüğüne sahipti (Resim 2C). X200 büyütmede SE modunda elde edilen TEM görüntüleri her bir gruptaki eğenin uç kısmından 3-5 mm uzaklıkta ve uç kısma yakın bölgede, kaplamanın belirli bölgelerde toplandığı ancak istenen yüzey pürüzsüzlüğünü taşımadığı görüldü.

Preparasyon öncesinde x200 büyütmede elde edilen görüntülere kıyasla x500 ve x1000 büyütmede 25 ve 50 mm/dk grubu eğelerin kontrol grubu eğeden daha fazla yüzey pürüzlülüğü içerdiği açık şekilde görüldü. 25 mm/dk F1 eğelerde, 50 mm/dk F1 eğelere göre daha kalın bir yüzey kaplama tabakası görülmesinin yanında yüzey pürüzlülüğü açısından bu 2 grup arasında çok fazla bir fark yoktu (Resim 3B-Sol V Resim 3C-Sol). Ancak, 25 mm/dk F1 eğe daha fazla sıklıkta yüzey olukları sergiledi. Kesici kenarlara yakın bölgelerde, 50 mm/dk grubu F1 eğeler daha fazla yüzey kaplaması miktarı sergiledi. Hem 25 hem de 50 mm/dk F1 eğelerin kesici kenarlarında kaplamanın şerit şeklinde olduğu görüldü. Kontrol grubunda gözlenen makineyle işleme sonucu oluşan olukların kaplama sonrasında daha belirgin hal aldığı gözlemlendi. x1000 büyütmede eğelerin kesici kenarlarında biriken film kaplama açık şekilde izlenmektedir. Özellikle 50 mm/dk grubunda kesici kenarda kaplamanın oluşturduğu kalınlık bariz görülmektedir (Resim 3C-Sağ). 25 mm/dk grubu eğenin kesici kenar morfolojisi kontrol grubuna daha yakındı (Resim 3B-Sağ).

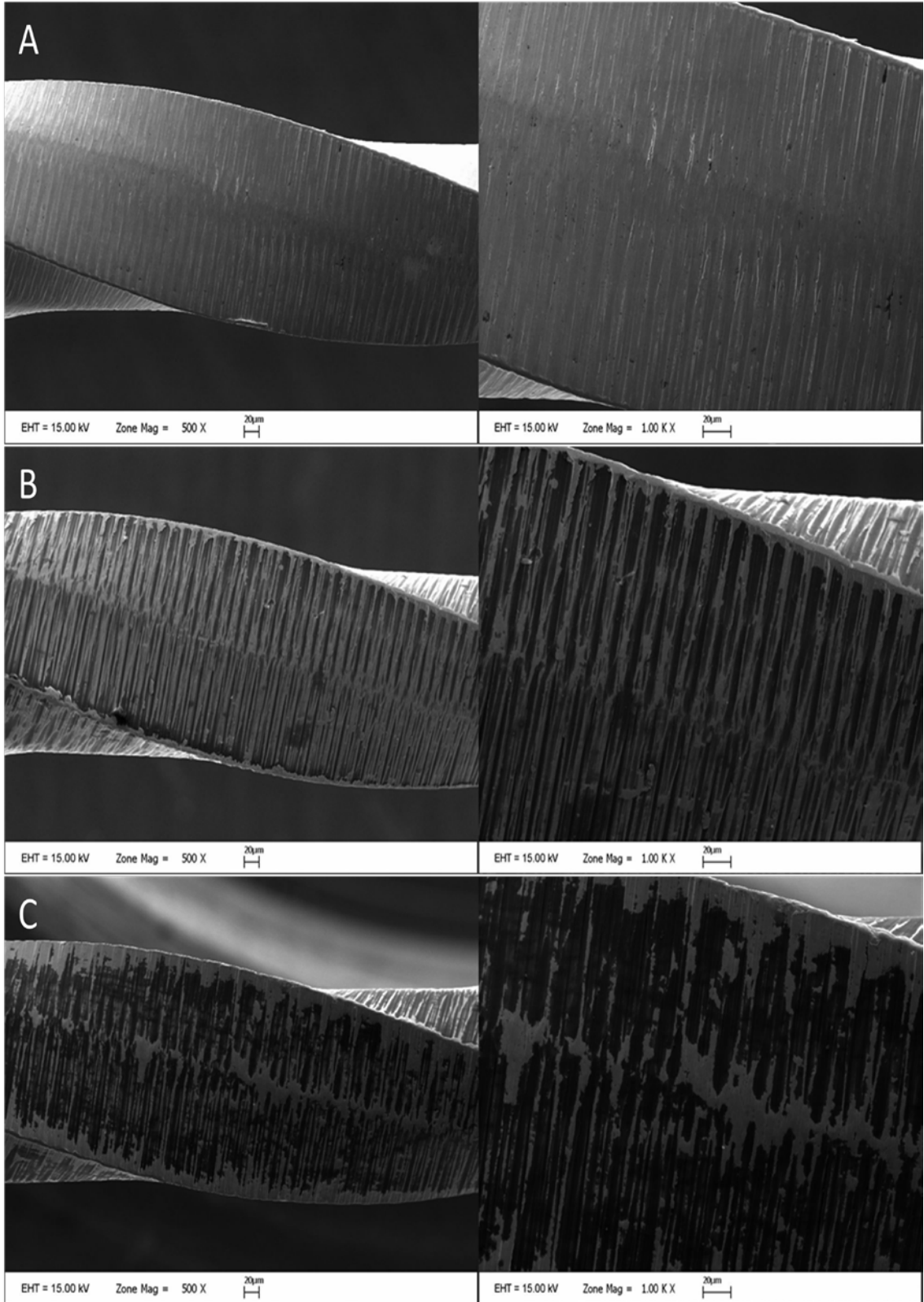
Preparasyon öncesinde her bir gruptaki F2 eğeden alınan SE modunda TEM görüntülerinde, kontrol grubu F2 eğeleri F1 eğelere nazaran daha pürüzsüz bir yapı sergilemesine rağmen yine makineyle işleme izlerinin olduğu görüldü (Resim 4A-Sol). F2 eğelerin uç kısmı yine F1'deki gibi künt sonlanmaktaydı (Resim 4A-Sağ). 25 mm/dk grubu F2 eğeler, 25 mm/dk grubu F1 eğelere göre daha az homojenitede yüzey kaplaması dağılımı sergiledi (Resim 4B-Sol). Uç kısımdan 3-5 mm uzaklıktaki

bölgeden elde edilen görüntüler uç kısma nazaran daha az homojenitede yüzey kaplaması dağılımı sergiledi (Resim 4B-Sağ). 50 mm/dk grubu F2 eğelerin yüzey kaplamasının belirli bölgelerde toplandığı ve homojenitesinin 25 mm/dk grubu F2 eğelere nazaran daha az olduğu görüldü (Resim 4C-Sol). Diğer kaplama grubu eğelerde olduğu gibi uç kısma yakın bölge daha fazla homojenite sergiledi (Resim 4C-Sağ).

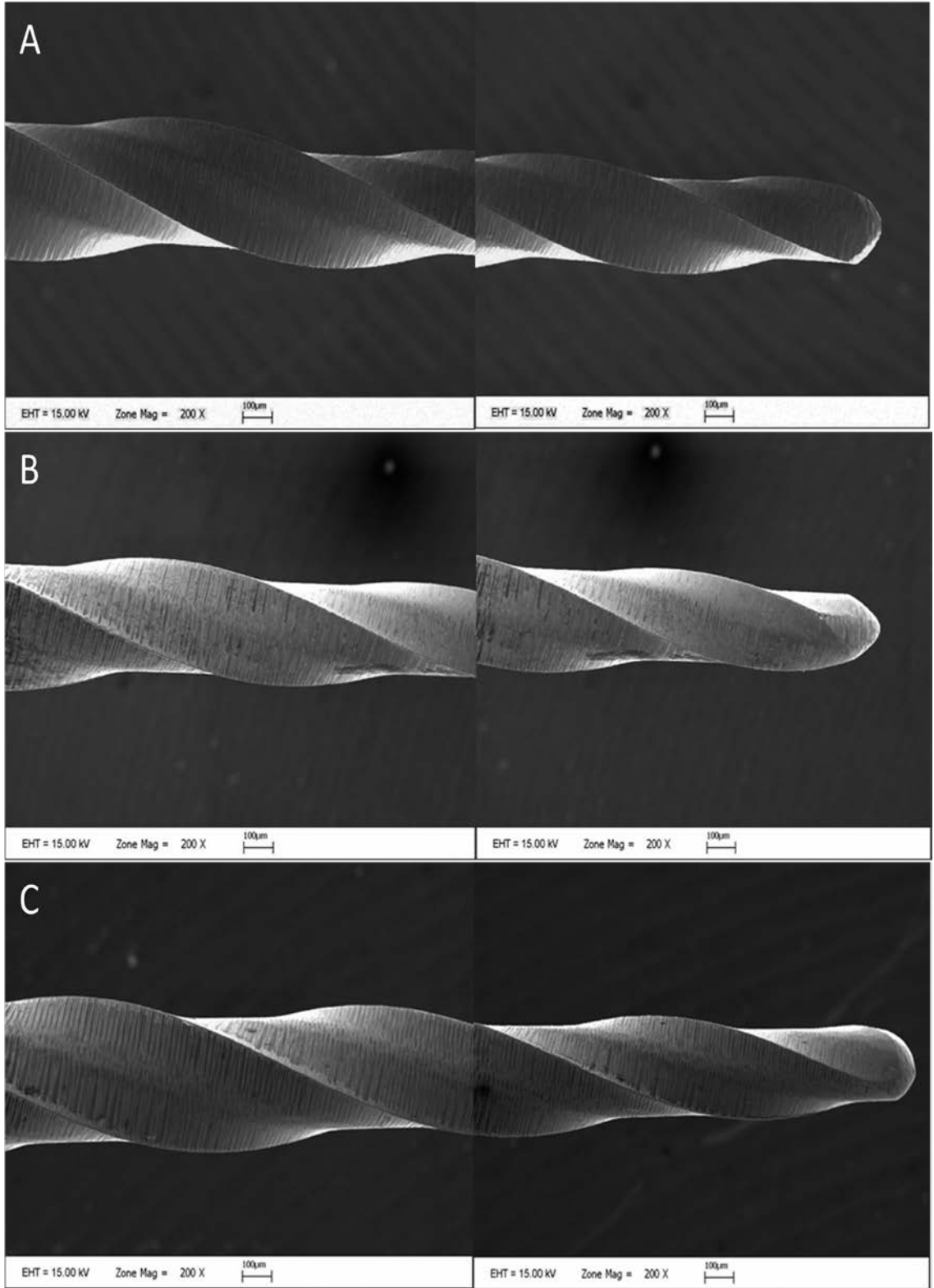
Preparasyon öncesinde, x500 ve x1000 büyütmede F2 kontrol grubu eğelere kıyasla diğer kaplama yapılan F2 eğelerinin daha fazla yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu görüldü. F1 eğelerden elde edilen görüntülerin aksine, F2 eğelerde 25 mm/dk grubunda, 50 mm/dk grubuna kıyasla kesici kenara yakın bölgelerde görece birbirine yakın miktarda kaplama materyali izlenmektedir (Resim 5B ve Resim 5C). Yine F1 eğelerin aksine bu iki kaplama grubu eğelerin yüzey pürüzlülüklerinde belirgin farklılık vardır. 25 mm/dk grubu F2 eğeler, 50 mm/dk grubu F2 eğelere kıyasla çok daha az yüzey pürüzlülüğü sergiledi. F1 eğelerden elde edilen görüntülerde olduğu gibi F2 eğelerin kesici kenarlarında şerit şeklinde kaplama malzemesi birikimi görüldü.



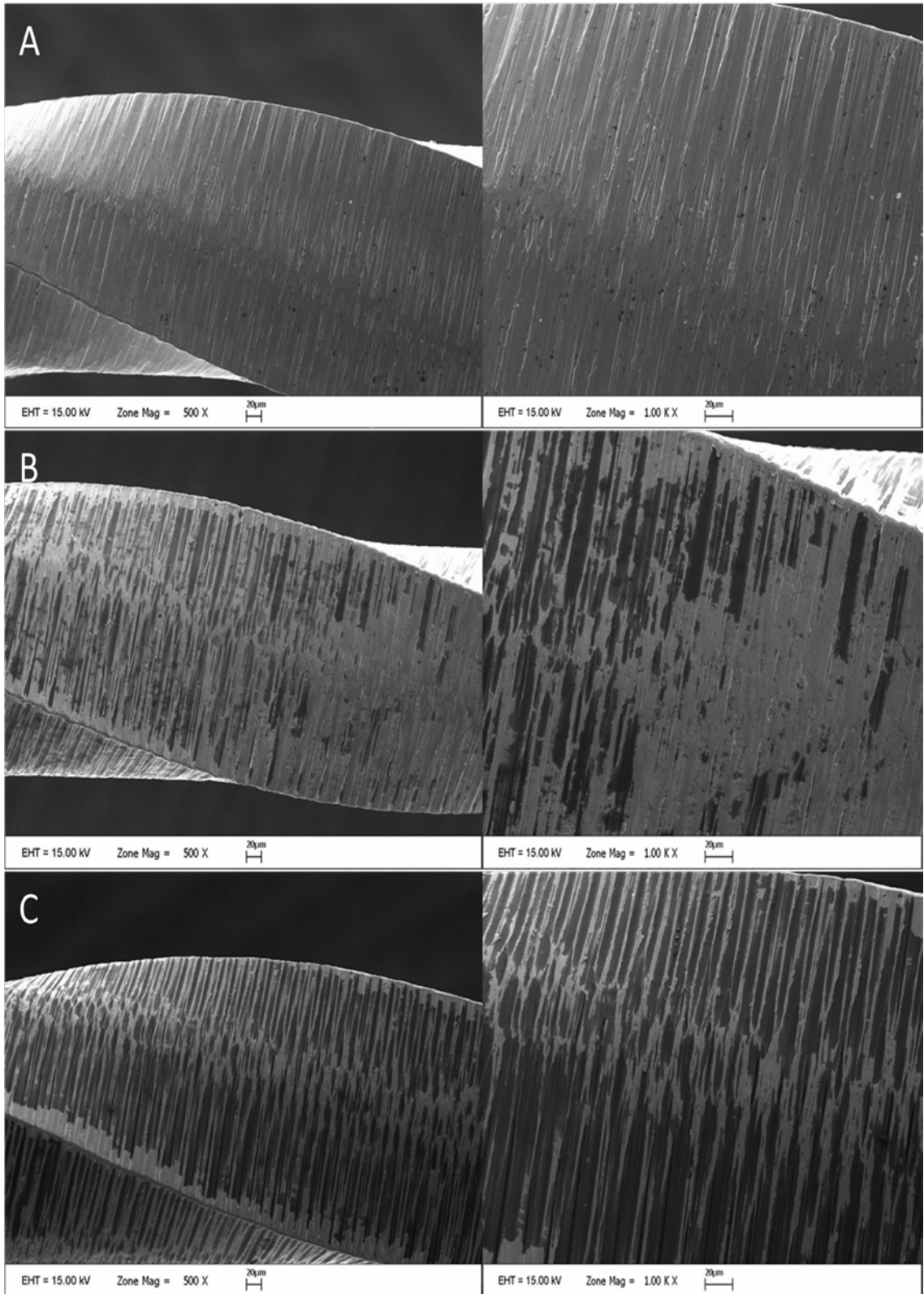
**Resim 2.** F1 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin (solda) ve alet ucunun (sağda) kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) preparasyon öncesinde elde edilen görüntüler (x200)



**Resim 3.** F1 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin x500 büyütmede (solda) ve x1000 büyütmede (sağda) preparasyon öncesi görüntüleri kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) elde edildi.



**Resim 4.** F2 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin (solda) ve alet ucunun (sağda) kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) preparasyon öncesinde elde edilen görüntüler (x200)



**Resim 5.** F2 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin x500 büyütmede (solda) ve x1000 büyütmede (sağda) preparasyon öncesi görüntüleri kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) elde edildi.

### 6.5 Preparasyon Sonrasında Eğelerin TEM ile Elde Edilen Görüntülerinin Analizi

Preparasyon sonrasında SE modunda TEM ile elde edilen, kontrol grubu F1 eğelerin uç kısmına 3-5 mm uzaklıktaki bölgeden alınan görüntülerde, x200 büyütmede kontrol grubu eğelerin yüzey bütünlüklerini korudukları ancak kesici kenarlarında ezilme tarzında yüzey oluşumlarının ve çok k girintilerin oluştuğu görüldü (Resim 6A-Sol). 25 mm/dk grubu F1 eğelerde oluk kısımlarındaki kaplama yüzeyinin pürüzlülüğü preparasyon öncesi 25 mm/dk grubu F1 eğelere kıyasla daha azdı (Resim 2B ve 6B). Preparasyon sonrasında, 25 mm/dk F1 eğenin kesici kenarlarında ezilme görüntüsüne nazaran çok sayıda girinti oluşumu gözlendi. x200 büyütmede 25 mm/dk F1 eğelerin uç kısma yakın bölgelerinde pürüzlülük preparasyon öncesi ile hemen hemen aynıydı (Resim 6B-Sağ) . Yine uç kısma yakın bölgede çok sayıda kesici kenar deformitesi gözlendi. 50 mm/dk grubu F1 eğelerden preparasyon sonrasında eğenin ucuna 3-5 mm uzaklıktaki mesafeden alınan görüntüde, oluk bölgelerinde ve uç kısma yakın bölgede çok fazla pürüzlülük görülmedi (Resim 6C-Sol). Bu grup eğelerde kesici kenarlar girinti oluşumundan çok ezilme tarzında deformasyon sergiledi. 50 mm/dk F1 eğenin uç kısma yakın bölgelerinde preparasyon sonrasında yüzey pürüzlülüğünde azalma görüldü (Resim 6C-Sağ) ve kesici kenarlarının 25 mm/dk F1 eğelerin kesici kenarlarına göre daha düzgün olduğu görüldü. Uç kısma hemen komşu oluk bölgesinde muhtemelen preparasyon sonucu oluşan stresin yarattığı deformasyon görülmektedir.

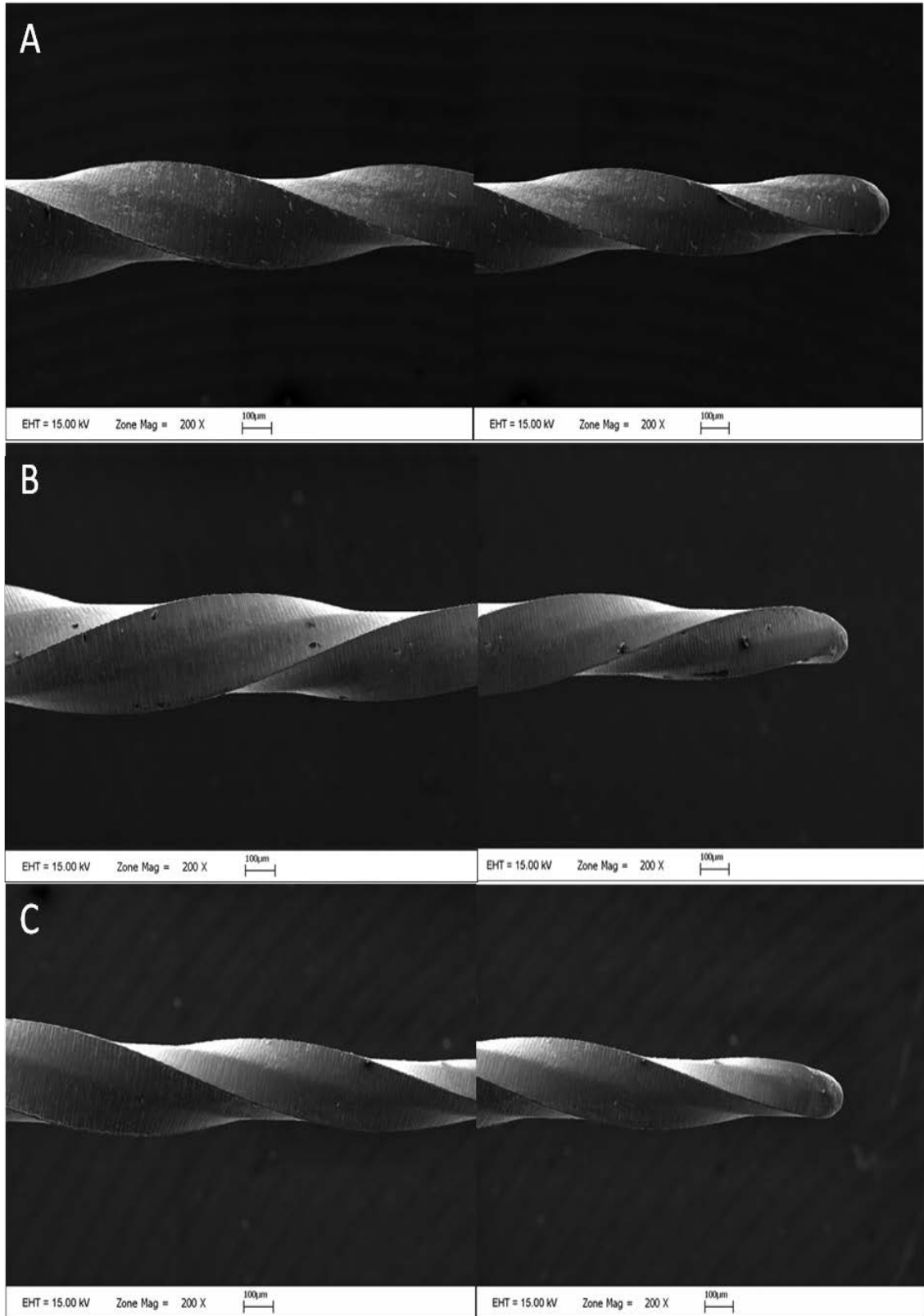
Preparasyon sonrasında SE modunda TEM ile elde edilen görüntülerde, x500 ve x1000 büyütmede kontrol grubu F1 eğelerin kesici kenarlarındaki deformite açık bir şekilde görülmektedir (Resim7A). Uç gruptaki F1 eğelerin hepsinin oluk bölgesinde çok seyrek şekilde yüzeyel kalmış mikroçatlaklar görüldü. 25 mm/dk grubu F1 eğe preparasyon sonrasında kesici kenarlarında kontrol grubuna göre daha az girinti ve deformite sergiledi (Resim 7B). 50 mm/dk grubu F1 eğelerin preparasyon sonrasında en iyi kesici kenar morfolojisi sergilediği gözlendi (Resim 7C). Hem 25 hem de 50 mm/dk F1 eğelerin preparasyon sonrası yüzey kaplaması bütünlüğü preparasyon öncesi görüntülerde belirlenenden daha iyiydi.

Preparasyon sonrasında SE modunda TEM ile elde edilen görüntülerde, gruplardaki F2 eğelerin x200 büyütmeyle incelenmesinde, kontrol grubu eğelerin yüzey bütünlüklerini korudukları görüldü. Uç kısımdan 3-5 mm uzaklıkta kesici kenarların yüzeylerinde deformasyon görülmesine rağmen uç kısma yakın kesici kenar

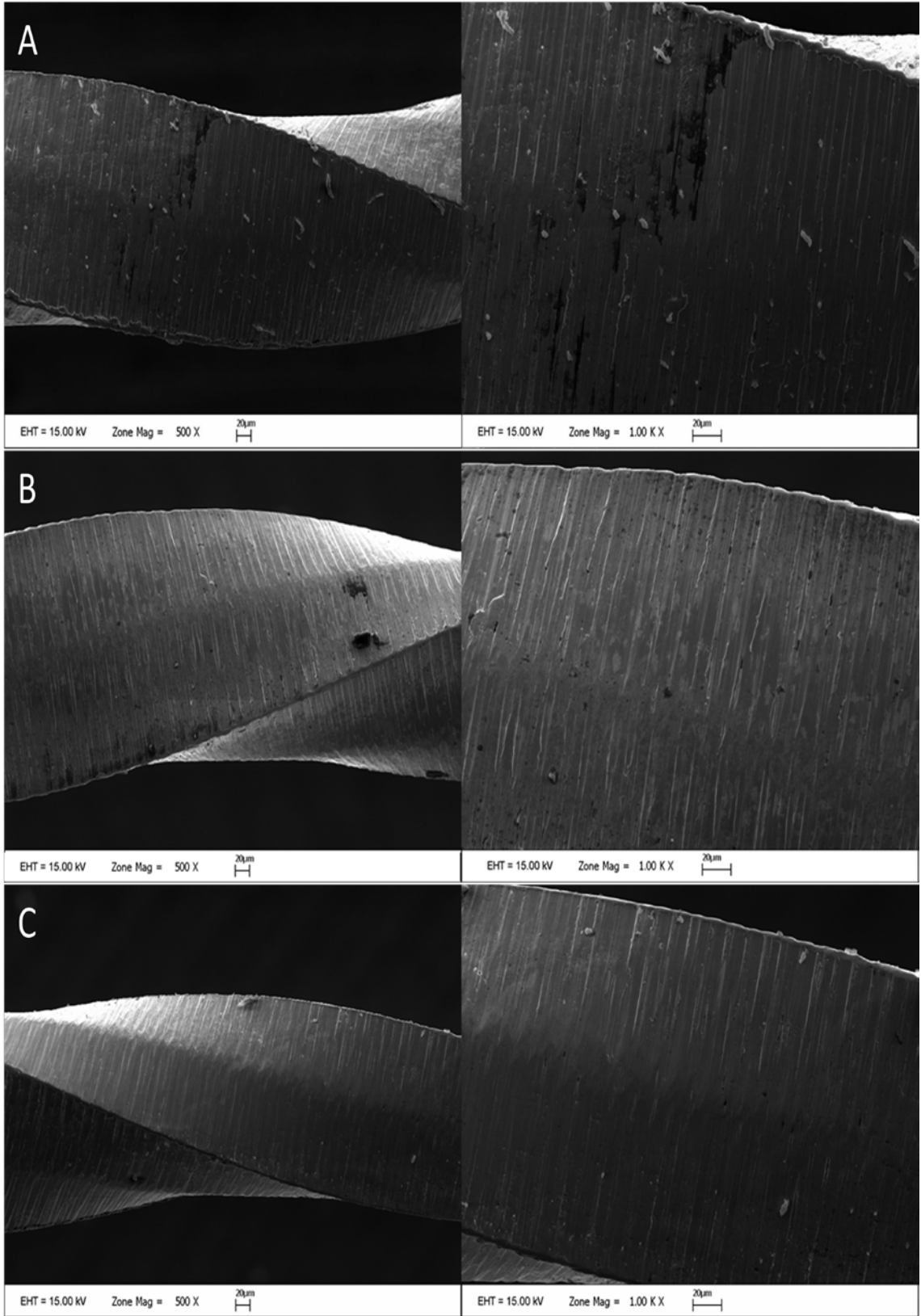
bölgelerinde deforme gözlendi (Resim 8A). 25 mm/dk grubu F2 eğeler preparasyon sonrasında yüzey bütünlüğü açısından kontrol grubuna benzerlik gösterdi ve yine kontrol grubunda olduğu gibi kesici kenarlar uç kısma 3-5 mm yakınlıkta benzer deformasyonlar sergilerken uç kısma yakın bölgelerde deformasyon görülmedi (Resim 8B). 25 mm/dk grubu F2 eğeler kontrol grubu eğelere göre daha pürüzlü yüzey sergiledi. 50 mm/dk grubu F2 eğelerde preparasyon sonrasında, F1 eğelerde olduğu gibi oluk kısımlarında kaplama yüzey pürüzlülüklerinin olduğu ancak kesici kenara yakın bölgelerde homojenitenin korunduğu gözlendi (Resim 8C). 50 mm/dk F2 eğeler preparasyon sonrasında hem eğe ucuna 3-5 mm yakınlıktaki bölgede hem de uç kısımda en iyi kesici kenar morfolojisi sergiledi.

Preparasyon sonrasında sekonder elektron modunda TEM ile elde edilen görüntülerde, x500 ve x1000 büyütmede kontrol grubu F2 eğelerin preparasyon sonrasında sergilediği kesici kenar deformasyonu çok daha belirgin gözlenmektedir (Resim 9A). Üç gruptaki F2 eğelerin hepsinin oluk bölgesinde çok seyrek bulunan yüzeyel kalmış mikroçatlaklar görüldü. 25 mm/dk grubu F2 eğeler kontrol grubu eğelere benzer yüzey pürüzlülüğü sergiledi (Resim 9B). 50 mm/dk grubu F2 eğelerin preparasyon sonrası görüntüsünde oluk bölgesinde belirgin pürüzlülük görülmesine rağmen eğenin çalışan kısmında bütünlüğün korunduğu görülmektedir (Resim 9C). Kesici kenarlarda çok az deformeitenin olduğu görüldü. 50 mm/dk grubu F2 eğelerin preparasyon sonrasında elde edilen görüntüleri bu grubun preparasyon sonrası F1 eğe görüntülerine ve 25 mm/dk grubu F2 eğelere nazaran oluk bölgelerinde daha fazla pürüzlülük gözlendi. 50 mm/dk grubu F2 eğenin en iyi kesici kenar morfolojisine sahip olduğu gözlendi.

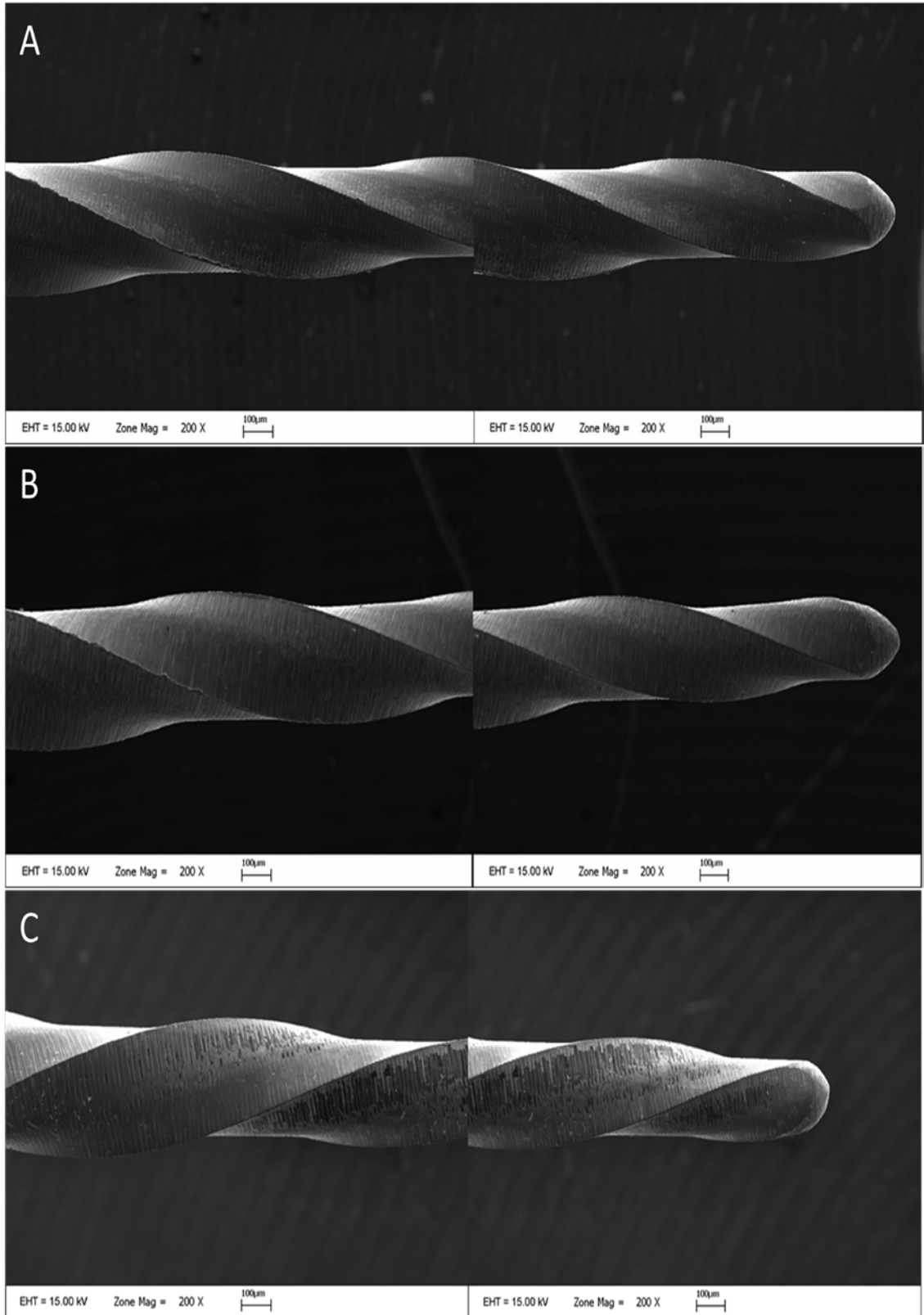




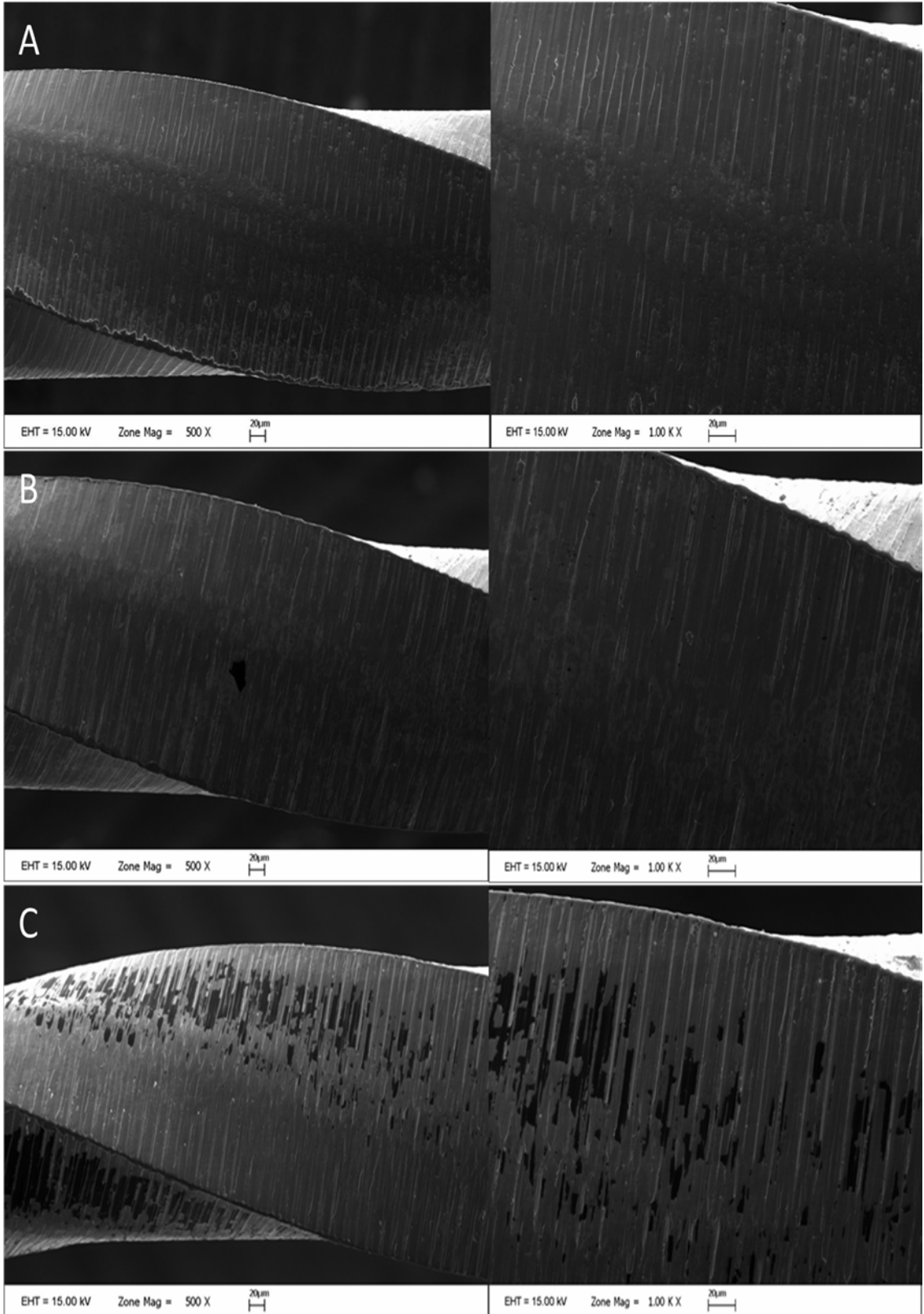
**Resim 6.** F1 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin (solda) ve eğe ucunun (sağda) kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanmış eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) preparasyon sonrasında elde edilen görüntüler (x200)



**Resim 7.** F1 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin x500 büyütmede (solda) ve x1000 büyütmede (sağda) preparasyon sonrası görüntüleri kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanmış eğe grubundan (C) elde edildi.



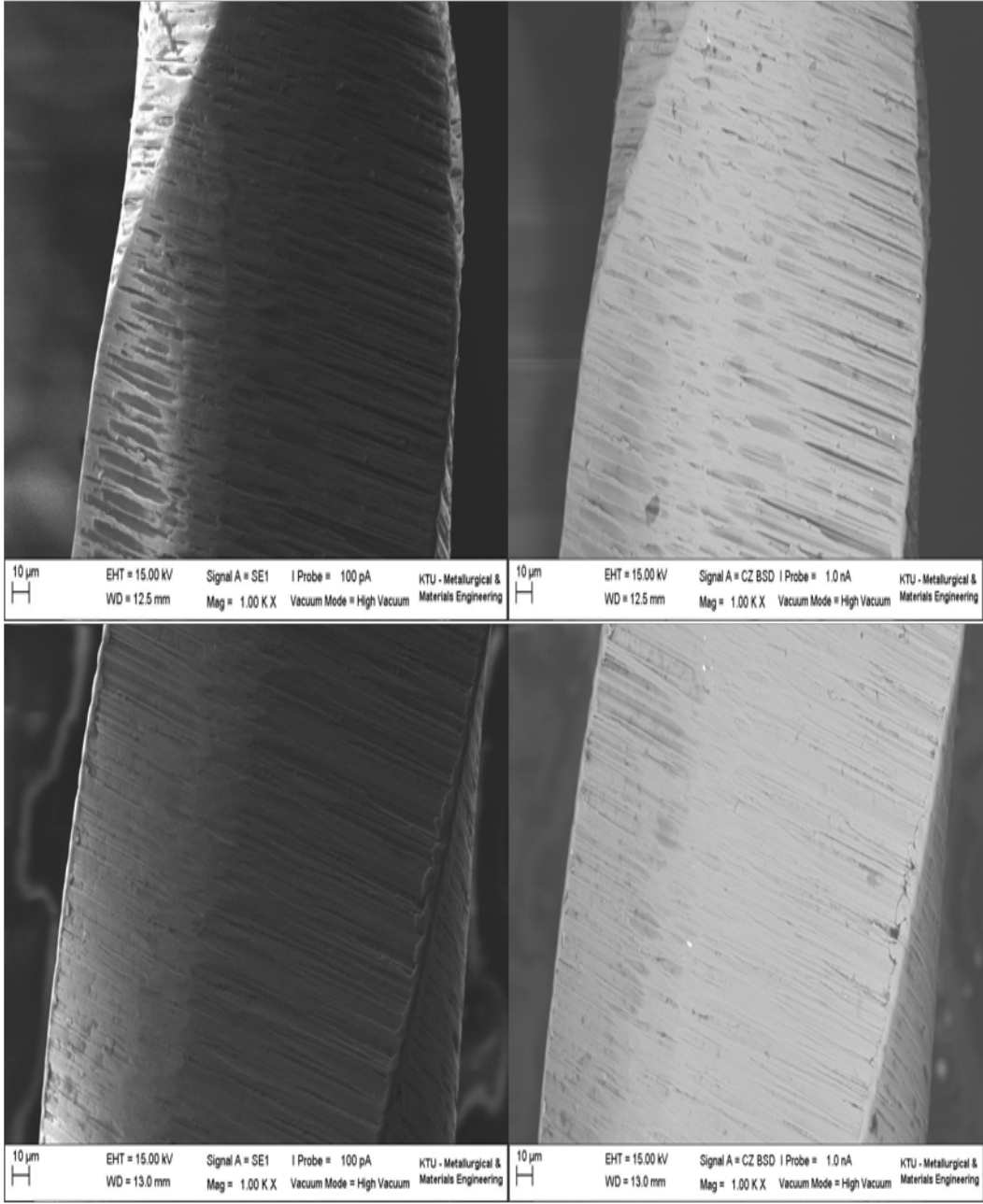
**Resim 8.** F2 eğelerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin (solda) ve eğe ucunun (sağda) kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanmış eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) preparasyon sonrasında elde edilen görüntüler (x200)



**Resim 9.** F2 eğerlerin eğe ucundan 3-5 mm uzaklıktaki bölgenin x500 büyütmede (solda) ve x1000 büyütmede (sağda) preparasyon sonrası görüntüleri kontrol grubundan (A), 25 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (B) ve 50 mm/dk yüzeyi kaplanan eğe grubundan (C) elde edildi.

## 6.6 Kanal Eğelerinin Yüzeylerinin Elemental Analiz Sonuçları

Preparasyon öncesi ve sonrasında SE modunda elde edilen TEM görüntülerinde (Resim 2-9) farklı tonlarda bölgeler belirlendi. SE modunda çekimde oluşan bu farklı tondaki bölgeler, kaplama sonrasında yüzeyin çok pürüzlü bir hal aldığını gösterdi. Oluşan koyu hat şeklindeki yüzey oluşumunun eğelerin üretimi aşamasında oluşan işleme izleriyle paralel olduğu gözlemlendi. Aynı zamanda, yüzeyin tamamının % 2 Ag içerikli kaplama malzemesiyle kaplandığını tespit etmek amacıyla, yüzey içeriğinin aynı olduğu durumda aynı tonu veren uygun bir TEM moduyla yani geri yansımaya uğramış elektronların belirlenmesi ile (BSE modu) elde edilen görüntüler alınarak tüm eğe yüzeyinin Ag ince film kaplama ile kaplandığı sonucuna varıldı (Resim 10). Kaplama yapılan eğelerin preparasyon öncesi TEM görüntülerinde, farklı tonda olan 3 bölgede EDS ile element analizi yapıldığında (Resim 11,12 ve 13), tüm analiz edilen bölgelerin Ag elementi içerdiği tespit edildi. Ege yüzeyinin tümünün değişen miktarlarda kaplandığı hem BSE çekim moduyla elde edilen görüntülerle hem de EDS ile yapılan yüzey element analizi verileriyle doğrulandı.



**Resim 10.** Farklı TEM çekim ayarlarında Ag iyon kaplı eğerlerin yüzey görüntüleri. SE çekimde (solda) daha çok yüzey kaplamalarının morfolojileri değerlendirilirken, BSE çekimde (sağda) yüzey kaplamalarının bütünlükleri yani yüzeyi tamamen kaplayıp kaplayamadıkları incelendiğinde tüm ege yüzeyinin Ag ince film kaplama ile kaplandığı görüldü.

### 6.6.1 Preparasyon Öncesinde Eğelerin EDS ile Yüzey Analizi Bulguları

Yüzey kaplaması uygulanmamış ve deneyde kullanılacak olan eğe setinden rastgele seçilen bir eğenin elemental analizi sonucunda elde edilen veriler aşağıdaki gibidir (Şekil 2):

- Analiz sonrasında Ni, Ti ve O elementleri tespit edildi.
- Ni, Ti ve O elementlerinin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, herbir elementin ağırlık değeri % 46.95 Ti, % 51.37 Ni ve % 1.69 O idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı % 50 Ti, % 44.63 Ni ve % 5.37 O şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

Yüzey kaplaması yapılan 50 mm/dk hızda daldırma yöntemiyle kaplanan F2 eğenin preparasyon öncesinde farklı tonlardaki üç bölgesinde yapılan EDS elemental analizde, en açık tondaki bölgeden alınan veriler aşağıdaki gibidir (Resim 11, Şekil 3):

- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, herbir elementin ağırlık değeri % 46.72 Ti, % 52.58 Ni ve % 0.70 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 51.96 Ni, % 47.69 Ti ve % 0.35 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

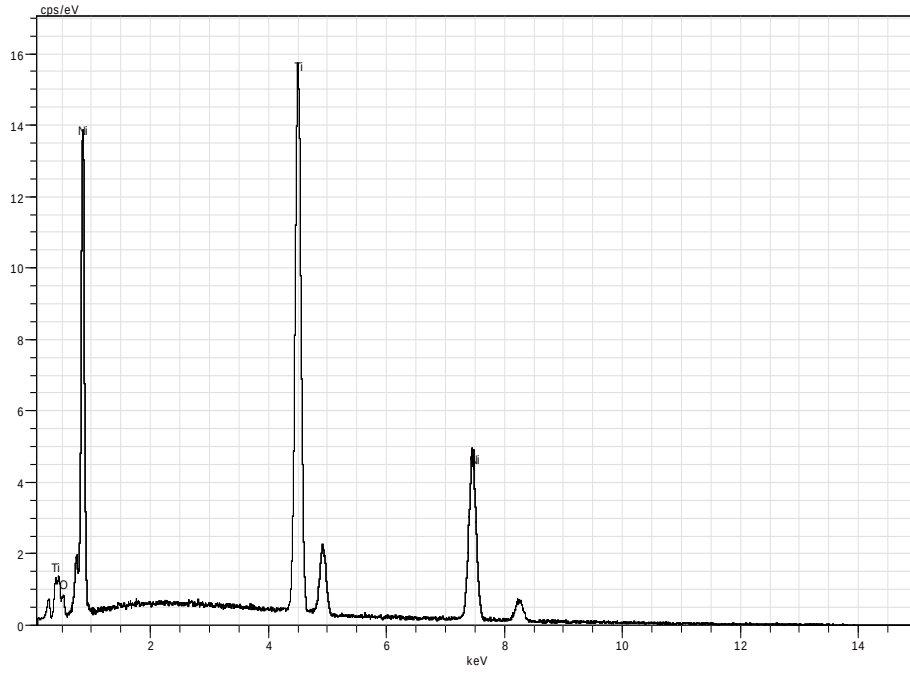
50 mm/dk hızda yüzeyi kaplanan eğenin preparasyon öncesi aynı TEM görüntüsü üzerinde ilk analiz edilen açık tonda bölgeden daha koyu olan eğenin başka bir noktasında yapılan EDS yüzey analizi verileri aşağıdaki gibidir (Resim 12, Şekil 4):

- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, herbir elementin ağırlık değeri % 46.62 Ti, % 52.48 Ni ve % 0.90 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 51.90 Ti, % 47.66 Ni ve % 0.44 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

50 mm/dk hızda yüzeyi kaplanan eğin preparasyon öncesi aynı TEM görüntüsü üzerinde eğin çalışan kısmında hat şeklindeki koyu bölgeden elde edilen EDS yüzey analizi verileri aşağıdaki gibidir (Resim 13, Şekil 5):

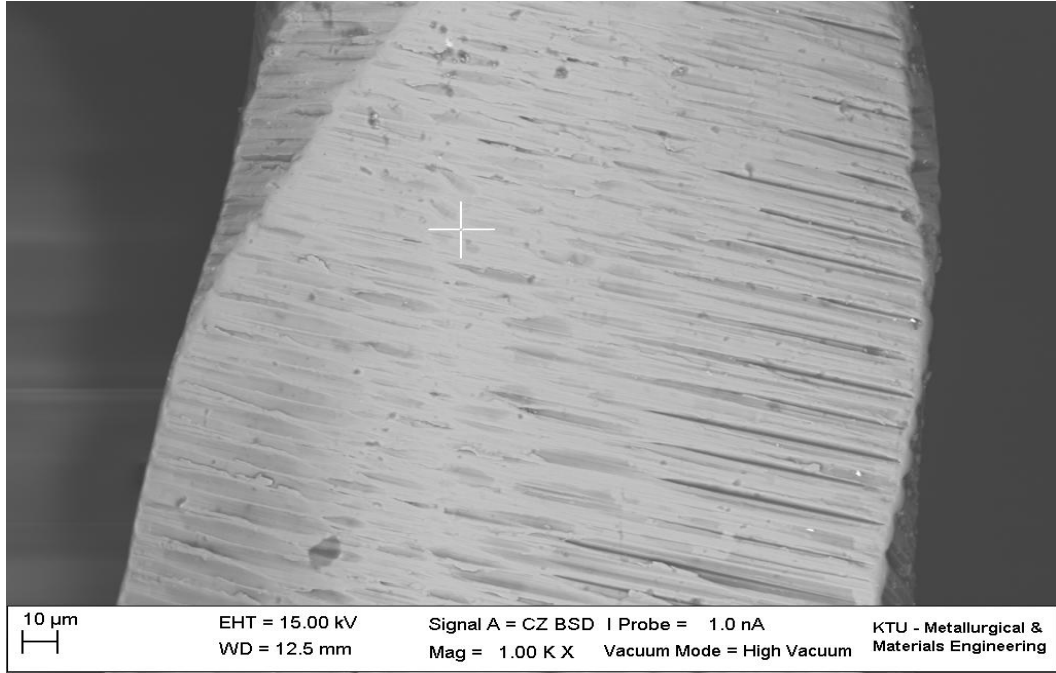
- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 48.47 Ti, % 49.84 Ni ve % 1.69 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 53.93 Ti, % 45.24 Ni ve % 0.83 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.



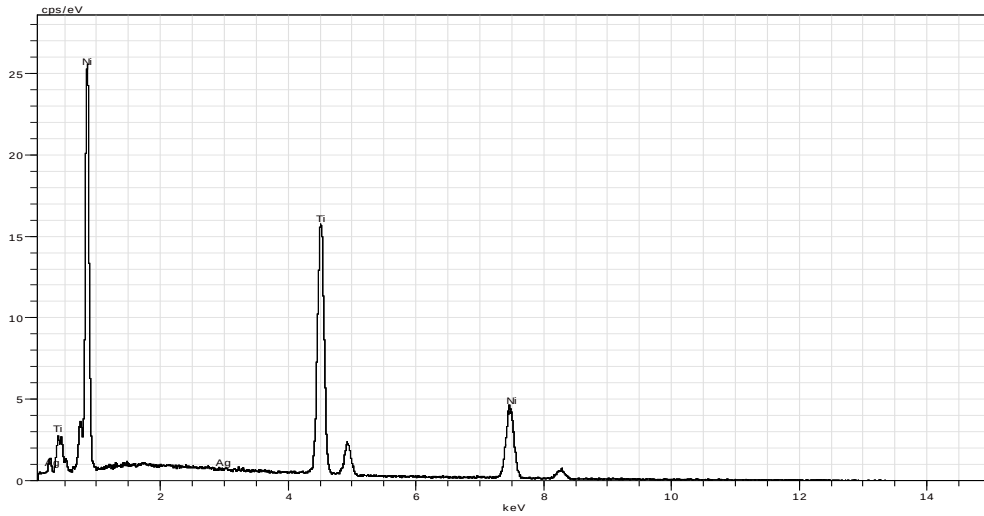


| El. An. | Seriler  | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|---------|----------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| O 8     | K-series | 1.61               | 1.69                | 5.37            | 2.7        |
| Ti 22   | K-series | 44.70              | 46.95               | 50.00           | 1.3        |
| Ni 28   | K-series | 48.91              | 51.37               | 44.63           | 1.5        |
| TOPLAM  |          | 95.22              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 2.** Rezin blokların enstrumentasyonunda kullanılan kontrol grubu eğe setlerinden rastgele seçilen bir eğenin yüzeyinde noktasal bir bölgenin preparasyon öncesinde elemental analizinin sonuç verileri

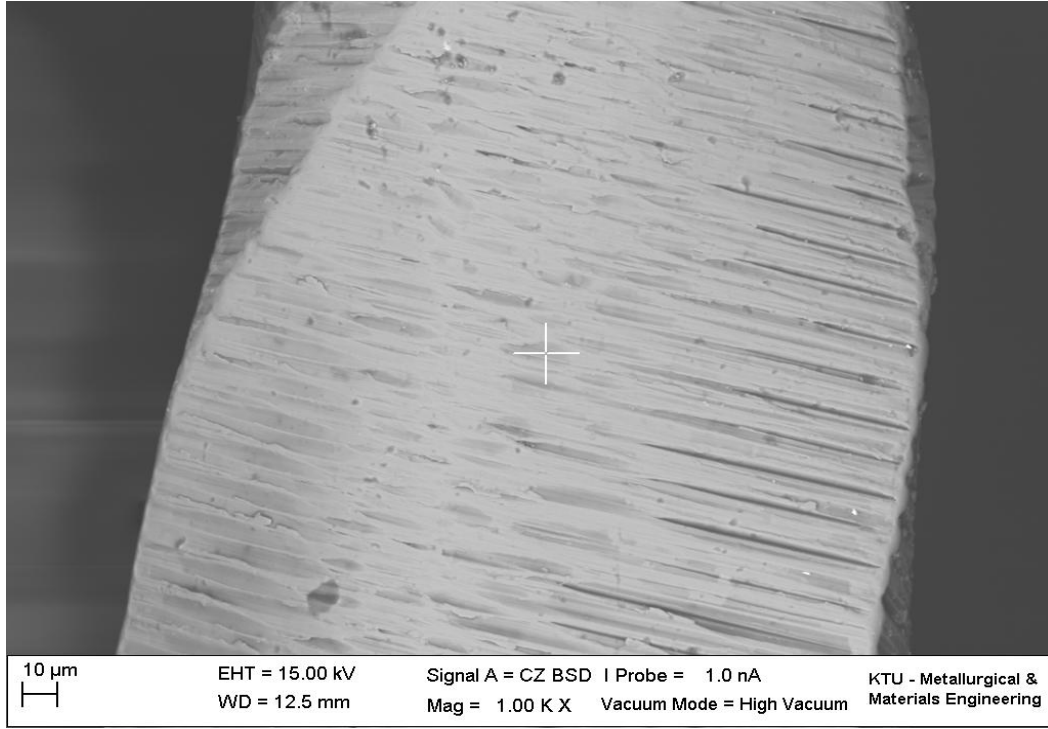


**Resim 11.** Preparasyon öncesinde, yüzeyi kaplanmış F2 eğenin belirli bir bölgesinde elemental analiz yapılması için belirlenen nokta görülmektedir.

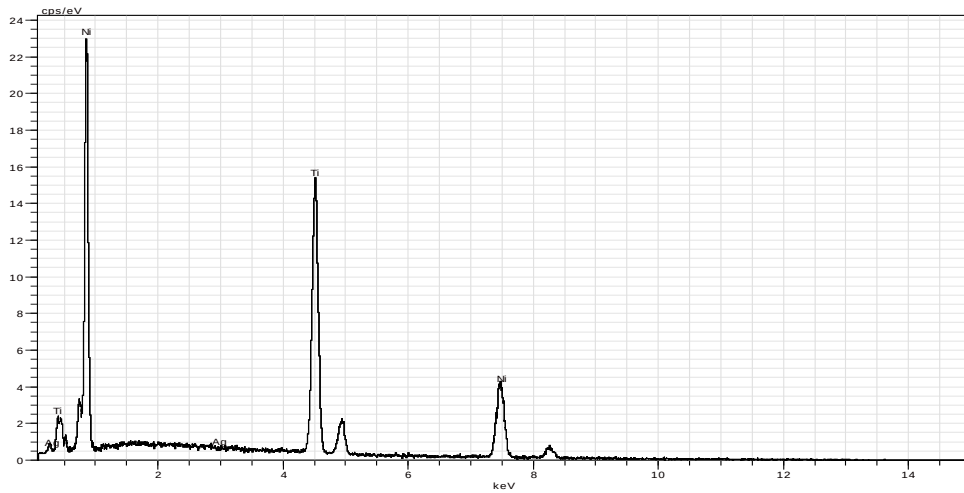


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 40.77              | 46.72               | 51.96           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 45.87              | 52.58               | 47.69           | 1.5        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.61</b>        | <b>0.70</b>         | <b>0.35</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 87.25              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 3.** Resim 11'de belirlenen bölgenin elemental analizinin sonuç verileri

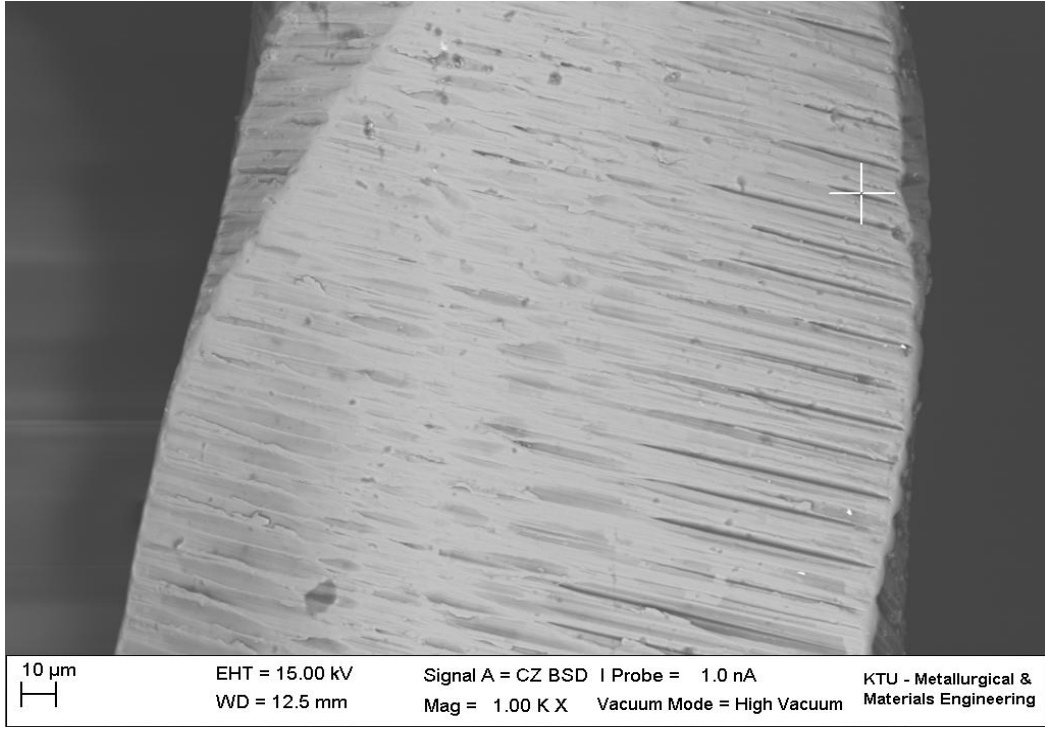


**Resim 12.** Preparasyon öncesinde, yüzeyi kaplanmış F2 eğenin belirli bir bölgesinde elemental analiz yapılması için belirlenen Resim 11'deki noktadan farklı tonda görülen ikinci bir nokta görülmektedir.

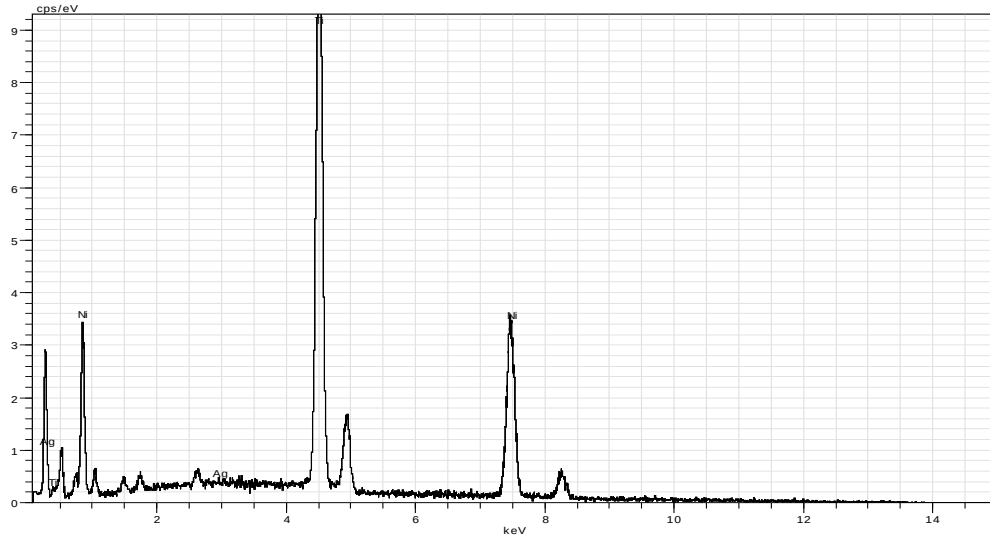


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 39.67              | 46.62               | 51.90           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 44.66              | 52.48               | 47.66           | 1.5        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.77</b>        | <b>0.90</b>         | <b>0.44</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 85.09              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 4.** Resim 12'de belirlenen bölgenin elemental analizinin sonuç verileri



**Resim 13.** Preparasyon öncesinde, yüzeyi kaplanmış F2 eğenin belirli bir bölgesinde elemental analiz yapılması için belirlenen Resim 11 ve 12'deki noktadan farklı tonda görülen üçüncü bir nokta görülmektedir.



| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 43.60              | 48.47               | 53.93           | 1.3        |
| Ni 28        | K-series        | 44.84              | 49.84               | 45.24           | 1.5        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>1.52</b>        | <b>1.69</b>         | <b>0.83</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 86.96              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 5.** Resim 13'de belirlenen bölgenin elemental analizinin sonuç verileri

### 6.6.2 Preparasyon Sonrasında Eğelerin EDS ile Yüzey Analizi Bulguları

Rezin blokların preparasyonu sonrasında 25 mm/dk hızla daldırma yöntemiyle kaplanan eğe yüzeyinde, üç farklı tondaki bölgeden elde edilen EDS analizinin en koyu bölgeden elde edilen verileri aşağıdaki gibidir (Resim 14, Şekil 6).

- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 47.50 Ti, % 51.73 Ni ve % 0.77 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 52.76 Ti, % 46.87 Ni ve % 0.38 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

25 mm/dk hızda kaplanan eğeden preparasyon sonrasında alınan aynı TEM görüntüsü üzerinde eğe yüzeyinde, daha az koyu tonda olan bölgeden elde edilen EDS analiz verileri aşağıdaki gibidir (Resim 15, Şekil 7).

- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 48.03 Ti, % 50.60 Ni ve % 1.38 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 53.42 Ti, % 45.90 Ni ve % 0.68 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

25 mm/dk hızda kaplanan eğeden preparasyon sonrasında alınan aynı TEM görüntüsü üzerinde eğe yüzeyinde belirlenen analiz noktalarının en açık tonda olan bölgesinden elde edilen EDS analiz verileri aşağıdaki gibidir (Resim 16, Şekil 8).

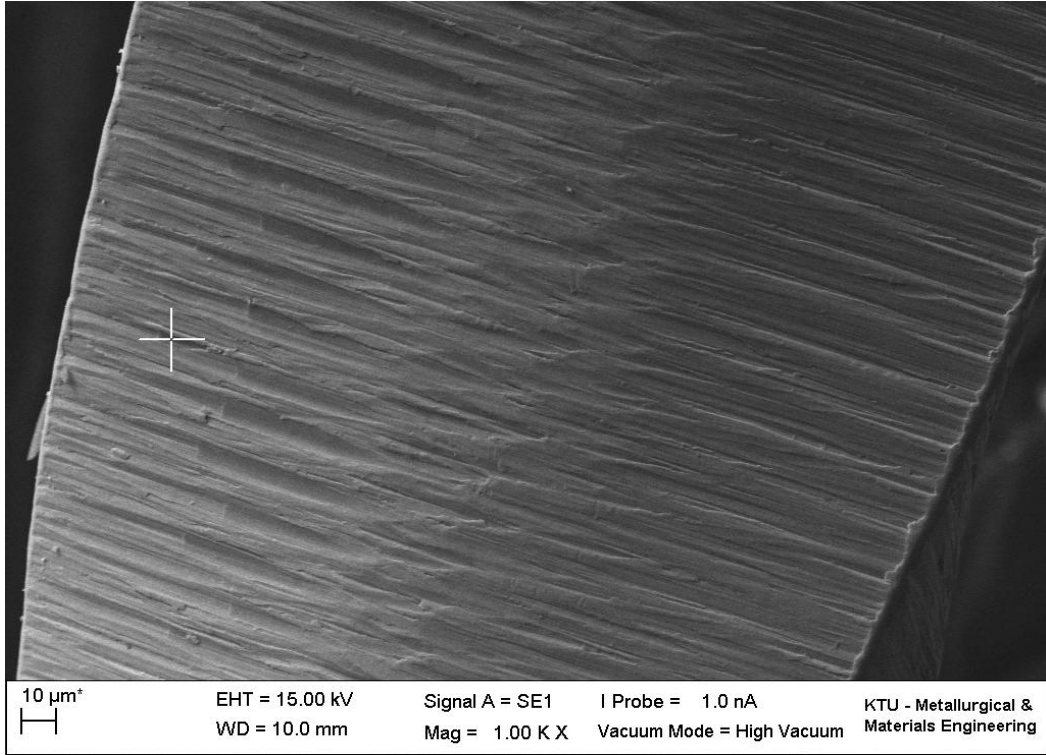
- Analiz sonrasında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 47.15 Ti, % 51.95 Ni ve % 0.91 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 52.43 Ti, % 47.13 Ni ve % 0.45 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

50 mm/dk hızda daldırma yöntemi ile kaplanan F2 eğenin preparasyon sonrasında yüzeyinde oluşan çatlak bölgenin EDS analizi verileri aşağıdaki gibidir (Resim 17, Şekil 9):

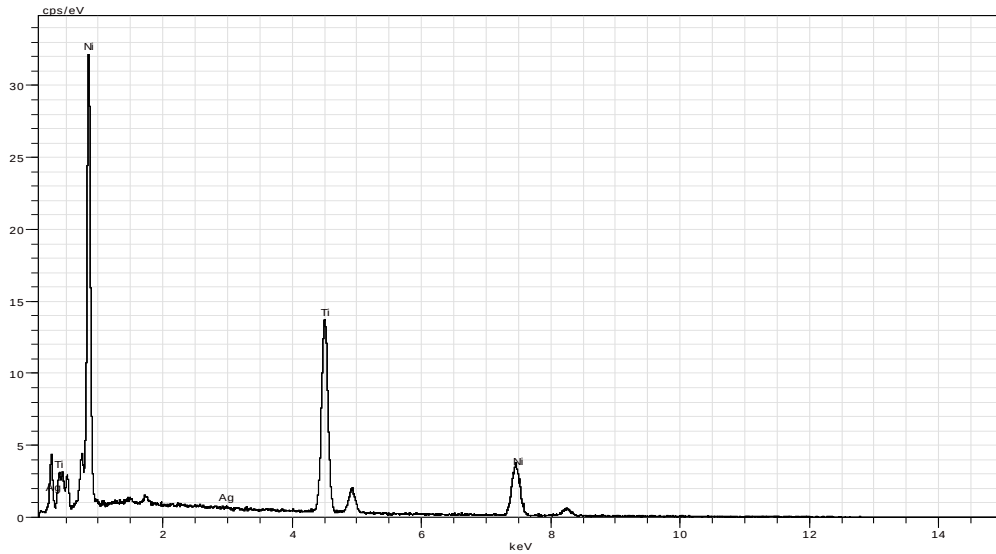
- Analiz sonrasında çatlak hattında Ni, Ti ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 48.38 Ti, % 50.63 Ni ve % 0.99 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 53.69 Ti, % 45.83 Ni ve % 0.49 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

50 mm/dk hızda daldırma yöntemi ile kaplanan F2 eğenin preparasyon sonrasında yüzeyinde oluşan çatlak bölgenin hemen yakınındaki bütünlüğü bozulmamış kaplama bölgesinin EDS analizi verileri aşağıdaki gibidir (Resim 18, Şekil 10):

- Analiz sonrasında çatlak hattının hemen yanındaki bölgede nikel, titanyum ve Ag elementleri tespit edildi.
- Bu üç elementin ağırlıkları toplamı % 100 olarak baz alındığında, her bir elementin ağırlık değeri % 48.13 Ti, % 50.92 Ni ve % 0.95 Ag idi.
- Üç elementin atomik ağırlık yüzdesel dağılımı, % 53.42 Ti, % 46.11 Ni ve % 0.47 Ag şeklindeydi.
- Analiz hata yüzdeleri analizin doğruluk seviyesinin yüksek olduğunu gösterdi.

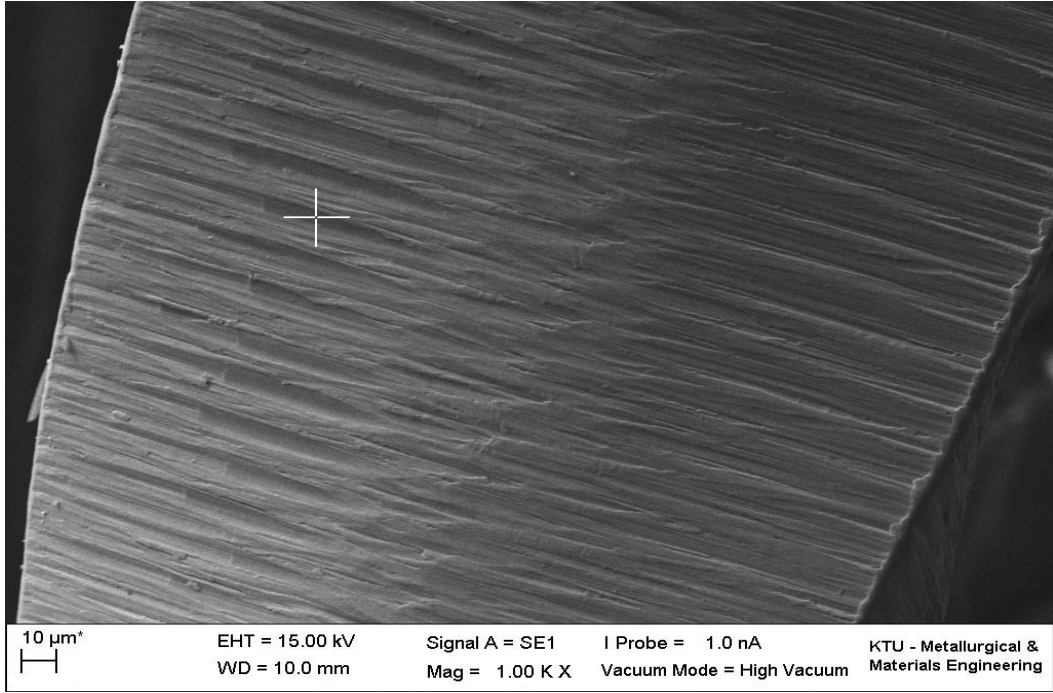


**Resim 14.** Preparasyon sonrasında, yüzeyi 25 mm/dk hızla daldırma yöntemi ile kaplanmış Ag ince film kaplı F2 eğenin yüzeyindeki element analizinin yapılması için belirlenen bölge

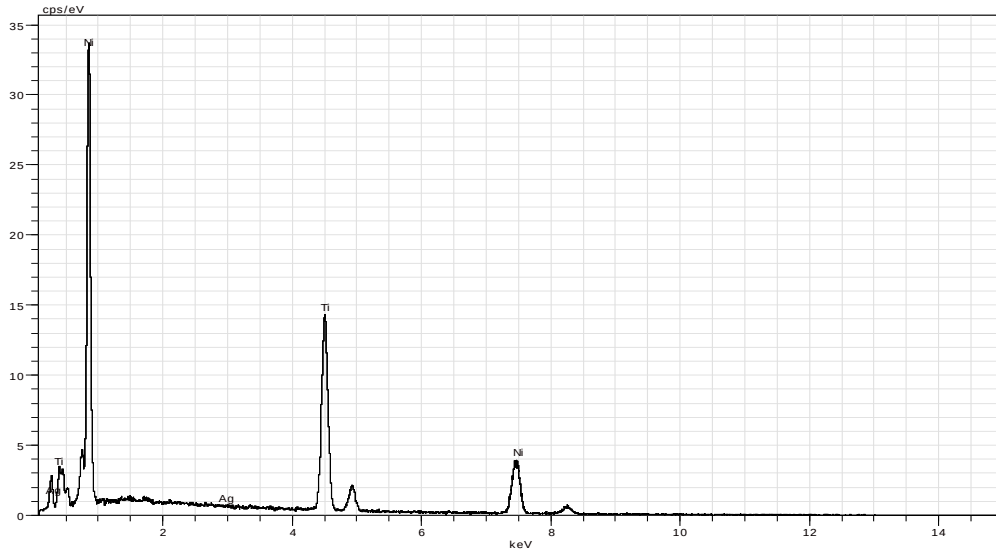


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 40.12              | 47.50               | 52.76           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 43.69              | 51.73               | 46.87           | 1.4        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.65</b>        | <b>0.77</b>         | <b>0.38</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 84.46              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 6.** Resim 14'de belirlenen bölgenin elemental analiz verileri



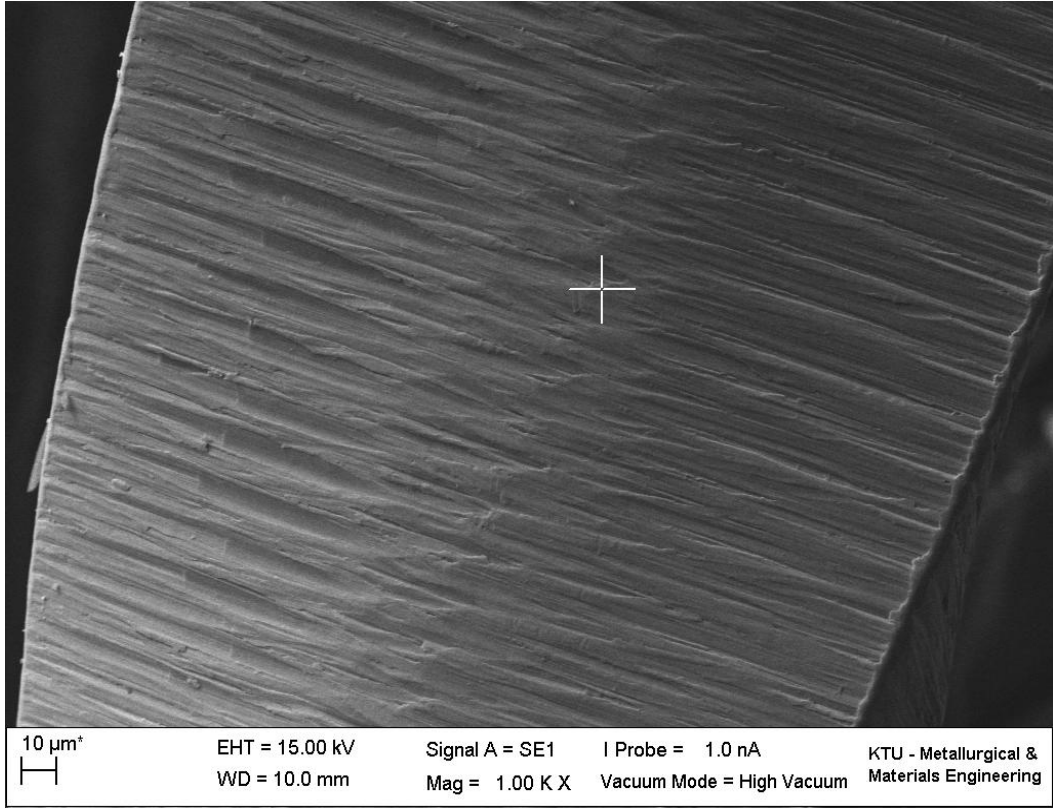
**Resim 15.** Preparasyon sonrasında, yüzeyi 25 mm/dk hızla daldırma yöntemi ile kaplanmış Ag ince film kaplı F2 eğenin yüzeyindeki element analizinin yapılması için belirlenen ikinci bölge



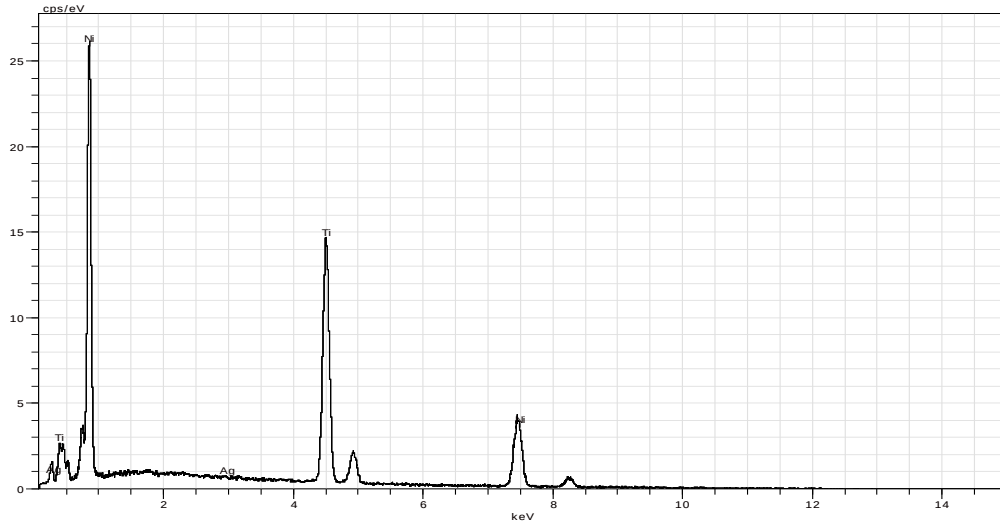
| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 39.71              | 48.03               | 53.42           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 41.83              | 50.60               | 45.90           | 1.4        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>1.14</b>        | <b>1.38</b>         | <b>0.68</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 82.67              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 7.** Resim 15'de belirlenen bölgenin elemental analizinin sonuç verileri



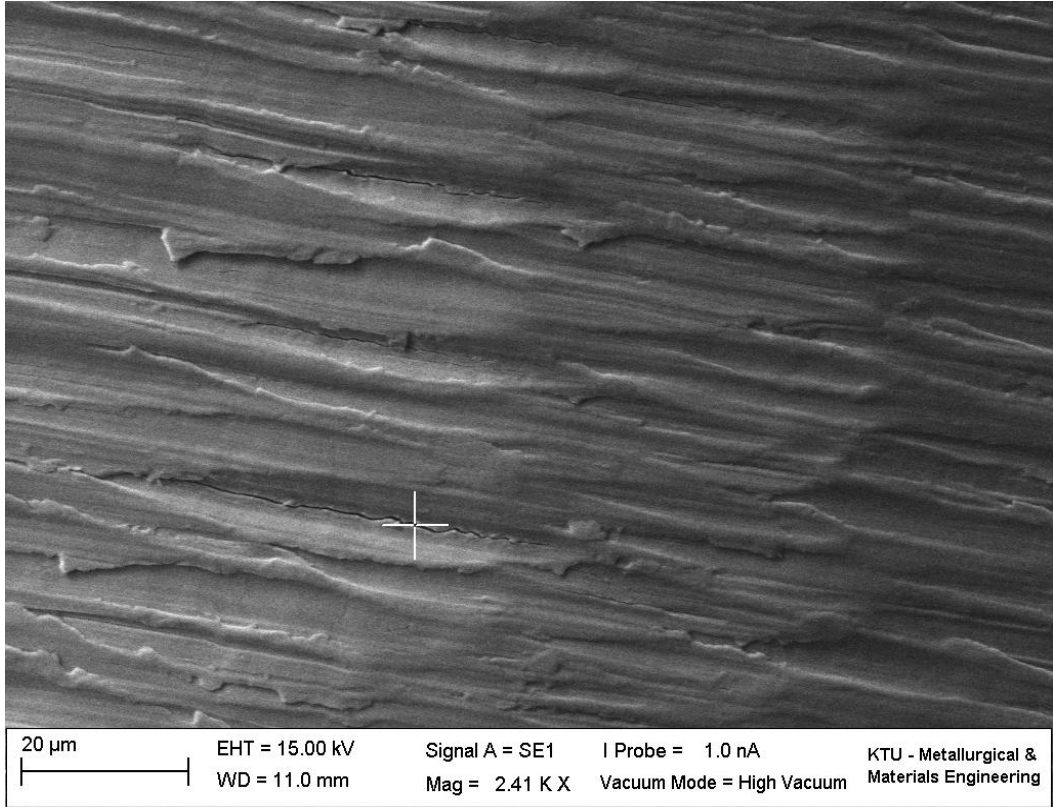


**Resim 16.** Preparasyon sonrasında, yüzeyi 25 mm/dk hızla daldırma yöntemi ile kaplanmış Ag ince film kaplı F2 eğenin yüzeyindeki element analizinin yapılması için belirlenen üçüncü bölge

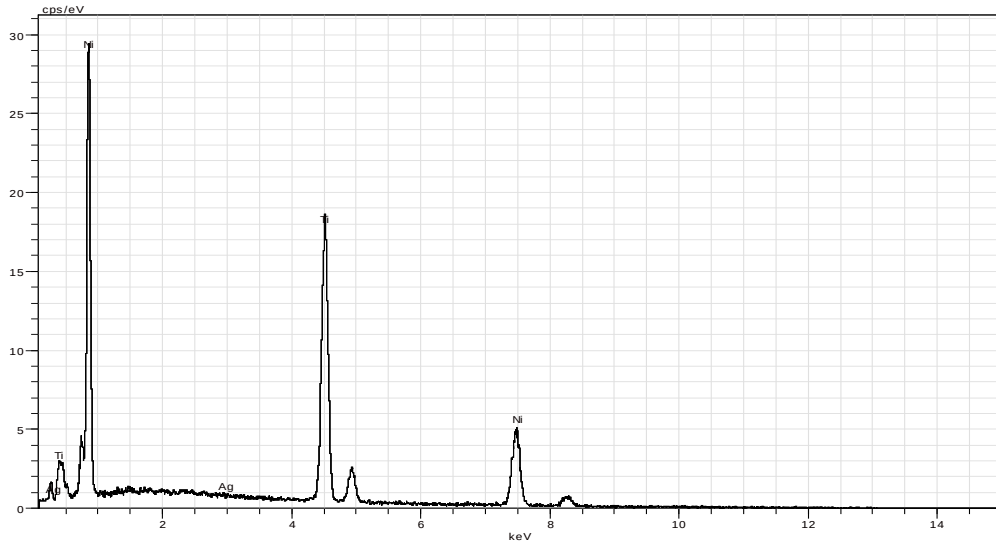


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 39.57              | 47.15               | 52.43           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 43.60              | 51.95               | 47.13           | 1.4        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.76</b>        | <b>0.91</b>         | <b>0.45</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 83.93              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 8.** Resim 16'da belirlenen bölgenin elemental analiz verileri

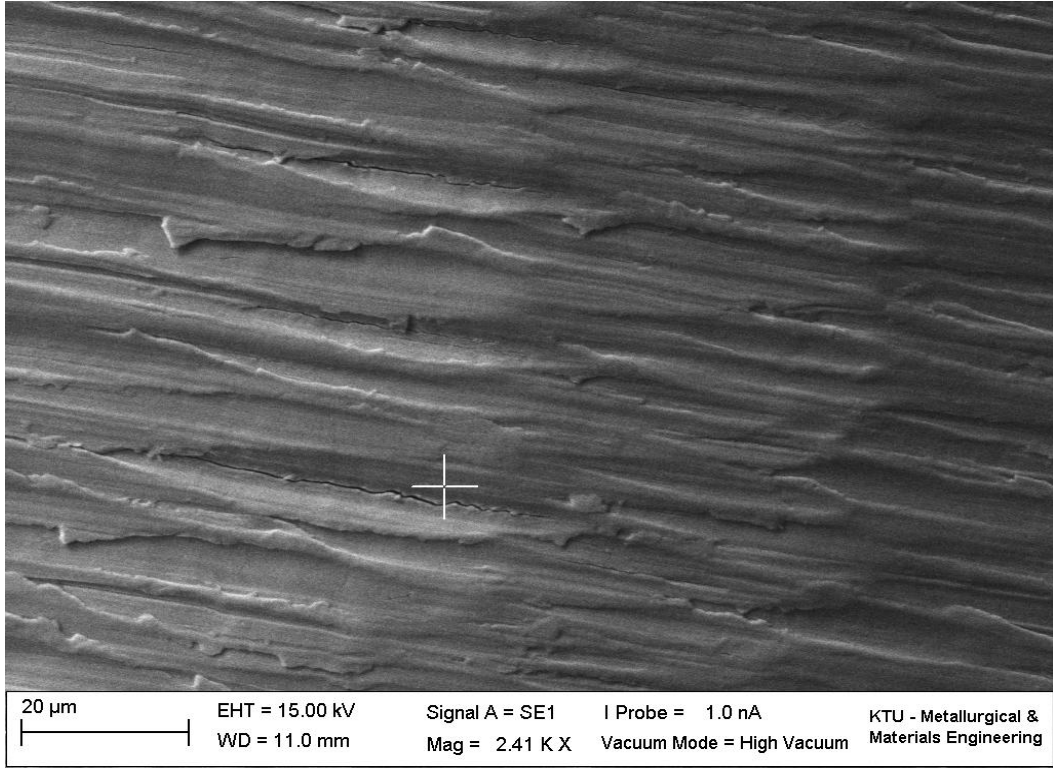


**Resim 17.** Preparasyon sonrasında Ag ince film kaplı F2 eğerinin yüzeyinde oluşan çatlak hattı görülmektedir.

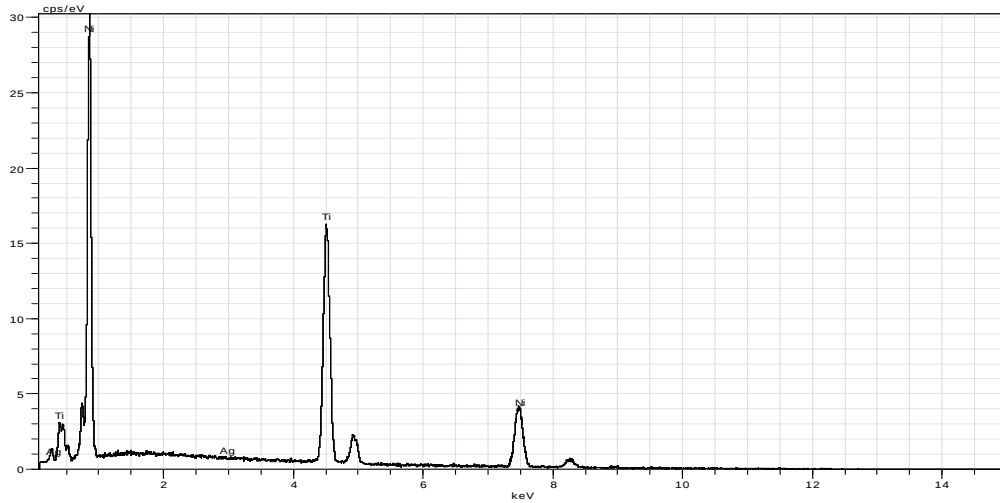


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 41.10              | 48.38               | 53.69           | 1.2        |
| Ni 28        | K-series        | 43.01              | 50.63               | 45.83           | 1.4        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.84</b>        | <b>0.99</b>         | <b>0.49</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 84.95              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 9.** Resim 17'de belirlenen çatlak bölgenin elemental analizinin sonuç verileri



**Resim 18.** Preparasyon sonrasında Ag ince film kaplı F2 eğenin yüzeyinde oluşan çatlak hattının hemen yanında işaretlenen bölge görülmektedir.

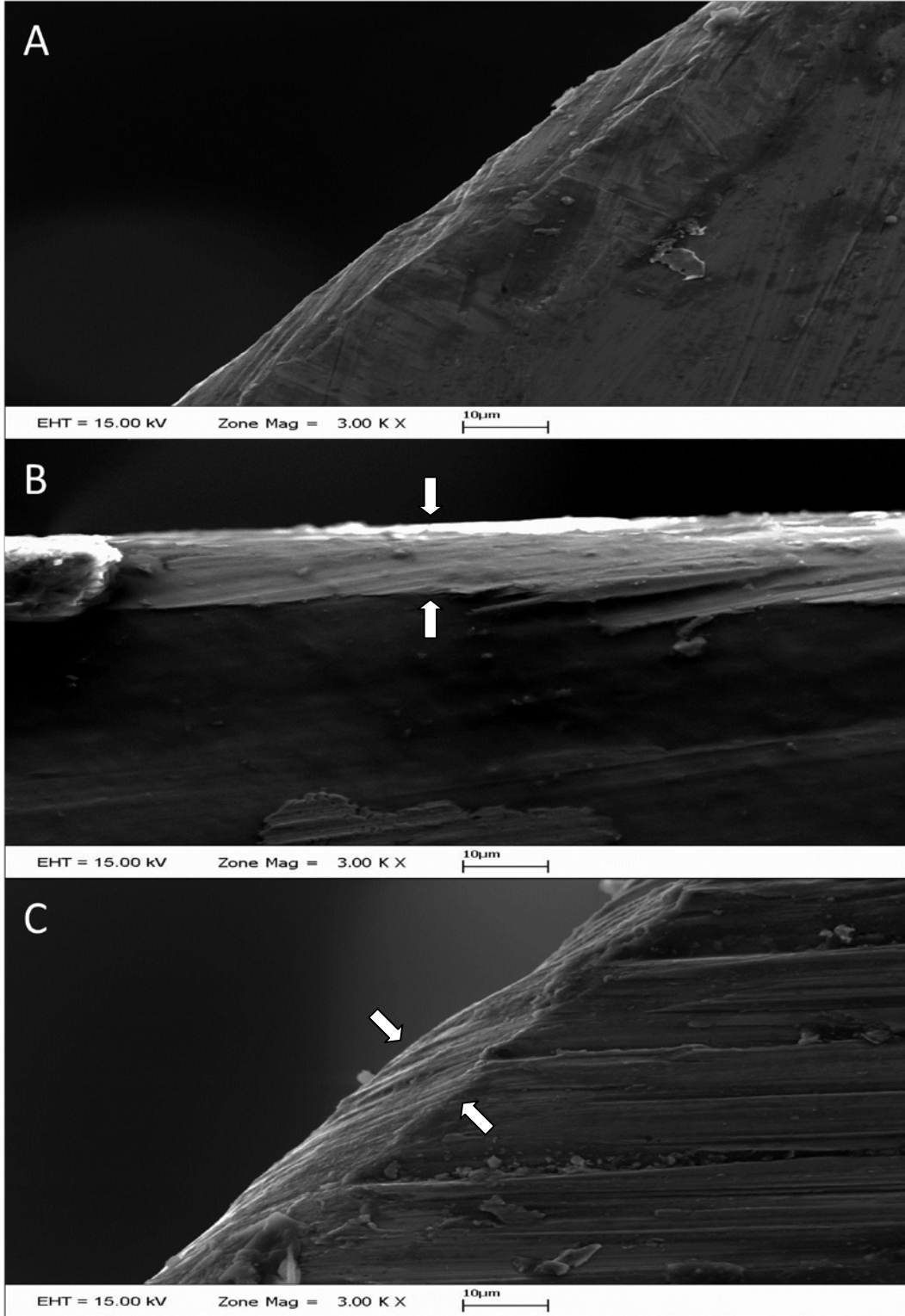


| El. An.      | Seriler         | unn. C (% ağırlık) | norm. C (% ağırlık) | Atom. C (% at.) | C Hata (%) |
|--------------|-----------------|--------------------|---------------------|-----------------|------------|
| Ti 22        | K-series        | 37.64              | 48.13               | 53.42           | 1.1        |
| Ni 28        | K-series        | 39.82              | 50.92               | 46.11           | 1.3        |
| <b>Ag 47</b> | <b>L-series</b> | <b>0.75</b>        | <b>0.95</b>         | <b>0.47</b>     | <b>0.1</b> |
| TOPLAM       |                 | 78.21              | 100.00              | 100.00          |            |

**Şekil 10.** Resim 18'de belirlenen çatlığa yakın bölgenin elemental analizinin sonuç verileri

### **6.7 Eğe Yüzey Kaplama Kalınlığının TEM'deki Ölçüm Bulguları**

Herbir gruptaki eğenin kesitlerinden elde edilen x3000 büyütme görüntülerinde, kontrol grubu eğenin dış kenarları fazla yüzey pürüzlülüğü ve izler içermekteydi. 25 mm/dk grubu eğenin dış kenarları daha düz bir yapı sergilemesine rağmen katlantı tarzında yüzey kaplama materyali birikimi görölüyor (Resim 19B). Yine bu grup eğede kontrol grubu eğedeki gibi fakat daha az sayıda çizik tarzında yüzey izleri görölmemektedir. 50 mm/dk grubu eğede dış kenara yakın bölgede birbirine paralel merdiven tarzında yüzey düzensizlikleri görölmemektedir . Gruplar içinde en fazla yüzey pürüzlülüğü ve izlerin göröldüğü görüntü 50 mm/dk grubu eğeden elde edildi (Resim 19C). Kaplama yapılan gruplarda kaplama kalınlıkları, her bir grupta ayrı üç noktadan ölçölüp ortalaması alınarak belirlendi. Grup II yani 25 mm/dk ile kaplanan eğenin ortalama kalınlığı 11  $\mu$ , Grup I yani 50 mm/dk ile kaplanan eğenin ortalama kalınlığı 17  $\mu$  olarak ölçöldü (Resim 19B ve C).



**Resim 19.** Kontrol gubu eğelerin (A), 25 mm/dk yüzey kaplaması uygulanan eğenin (B) ve 50 mm/dk yüzey kaplaması uygulanan eğenin (C) kesit görüntülerinin x3000 büyütmede elde edilen TEM görüntüleri. B ve C'deki görüntülerde oklar arası bölge kaplama kalınlığının hesaplanmasında kullanıldı.

## TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, döner kök kanal eğelerinin yüzeyini Ag iyon kaplama malzemesi ile kaplayarak eğeye antimikrobiyal özellik kazandırmak ve kesme etkinliğinin bu işlemde olumsuz etkilenip etkilenmediğini incelemektir. Yakın dönemde döner kök kanal eğelerine yüzey modifikasyonu işlemleri daha çok yüzey düzensizliklerinin giderilmesi ve fleksural ve torsiyonel yorulmaya karşı dirençlerinin artırılması amacıyla uygulanmıştır. Yüzey modifikasyonları ile aletin yüzey sertliğinde artış (71), kesme etkinliğinde artış (6,78), korozyona dirençte artış (104,126), torsiyonel kırılma direncinde artış (127) ve döngüsel yorulma direncinde artış (128) sağlandığı rapor edilmiştir. Ancak, günümüze kadar bu çalışmada olduğu gibi kök kanal aletlerine antimikrobiyal özellik kazandırmak amacıyla yüzey modifikasyonu uygulaması yapılmamıştır.

Endodontik tedavilerde kullanılan eğelerin tekrar kullanılması için çapraz enfeksiyonu önlemek amacıyla sterilizasyon işlemi gereklidir (4,5). Tekrarlayan otoklav sterilizasyon işlemine maruz kalan döner NiTi eğelerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde değişiklik gözlemlendiği rapor edilmiştir (10,249,251,294). Sterilizasyon işleminin farklı döner NiTi eğelerin performansını ve fiziksel özelliklerini hem pozitif hem de negatif yönde etkilediğini bildiren çalışmalar vardır (112,248,250,294). Sterilize edilmeyen eğelerle tekrarlayan sterilizasyon işlemine maruz kalan eğelerin yüzey topografisini karşılaştıran çalışmalar sterilizasyona maruz kalan aletlerin pürüzlülüklerinde artış tespit etmişlerdir (8,9). Sterilizasyon işleminin eğelerin kesme etkinliğinde ve yüzey topografisinde oluşturduğu olumsuz etkiler (8,9,249), fleksibilitesinde azalmaya neden olması (250) gibi mekanik özelliklerinde yarattığı sorunlar rapor edilmiştir. Spagnuolo ve ark. (295), AlphaKite ve ProTaper eğeleri TiN kaplama ile kaplamış ve 1, 5 ve 10 kez sterilizasyon işlemi sonrasında TEM ile, yüzey kimyasal analizini EDS ile ve yüzey pürüzlülük değerlerini AFM ile değerlendirmiştir. Çok sayıda sterilizasyon işlemi sonrasında TEM'de belirgin yüzey değişiklikleri, EDS'de yüzey kimyasal kompozisyonlarında değişiklikler ve AFM'de ProTaper eğelerde 5. ve 10. sterilizasyon işlemi sonrasında belirgin yüzey pürüzlülüğü artışı, AlphaKite eğelerde ise 10 kez kullanım sonrasında kontrol grubuyla belirgin yüzey pürüzlülüğü farkı gözlemlenmiştir. Birkaç sterilizasyon işleminin hem yüzeyi kaplanmış hem de kaplanmamış eğelerin yüzey topografisini ve kimyasal kompozisyonunu

değiştirdiklerini bulmuşlardır. Sterilizasyon işlemi öncesinde ve esnasında uygulanması gereken protokollerin hem zaman alıcı olması hem de maliyet gerektirmesinin yanında sterilizasyon işleminin eğeler üzerindeki olumsuz etkileri göz önünde bulundurulduğunda, kontamine eğelerdeki mikrobiyal içeriğin tamamen eliminasyonunu sağlayacak alternatif bir metod ihtiyacı açıktır.

Elechiguerra ve ark. (296), Ag nanopartikül boyutlarına bağlı olarak HIV Tip 1 virüsünün gp120 glikoprotein yapılarıyla etkileşime girerek virüslerin konak hücrelere bağlanmasını engellediğini tespit etmişlerdir. Bu mekanizmayla virüsün içine girerek replikasyonlarını durdurmuştur. Aynı zamanda Ag nanopartiküller geniş yüzey alanları sayesinde adsorblama özellikleriyle virüsleri, metabolik ürünleri ve duplikasyon sağlayan bölgeleri adsorbe ederler. Lu ve ark. (297), AgNO<sub>3</sub>'den hazırlanan yaklaşık 10 nm ve 50 nm partikül çapına sahip Ag nanopartiküllerin Hepatit B virüsüne karşı antimikrobiyal etkinliğini araştırmışlar ve miktarından çok hücre içi HBV RNA formasyonunu engelleyebildiklerini göstermişlerdir. Küçük çaptaki nanopartiküllerin HBV DNA'larına da iyi bağlanma afinitesi sergilediklerini, direk olarak HBV'nin viral partikülleri ile etkileşime girdiklerini transmisyon elektron mikroskopisi ile tespit etmişlerdir. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda kullanılan antimikrobiyal özellikli Ag iyon yüzey kaplamasına sahip kök kanal eğelerinin sterilizasyon gerektirmeden tekrar kullanılabilmesi ile eğelerin klinik performansının, mekanik özelliklerinin ve yüzey topografilerinin korunarak daha uzun ve güvenilir enstrümantasyon işleminin sağlanmasının önemli bir adım olacağı düşünülmektedir.

Kök kanal tedavisinde kemomekanik preparasyonun en önemli amacının mikroorganizmaların etkisiz hale getirilmesi olduğu düşünüldüğünde, geniş spektrumlu antimikrobiyal bir film kaplamanın kök kanal aletlerine uygulanması bu mücadeleye katkıda bulunabilir. Ricucci ve ark. (298), 816 diş ve bu dişlerdeki 1369 kök kanalının 5 yıl sonundaki prospektif kohort çalışmasında, başlangıç vital pulpaya sahip 435 diş /793 kök kanalında başarı oranını % 91.5/% 93.1 bulmuştur. Periapikal kemik lezyonu gözlenmeyen nekrotik pulpalı dişlerin kök kanal tedavisinde başarı oranı % 89.5/% 92.3 ve apikal periodontitisli pulpa nekrozu olan dişlerin tedavisinin başarı oranı % 82.7/% 84.1 idi. Ancak bu çalışmada başarı oranları karşılaştırılan dişler belirli operatörler tarafından tedavi edilmiştir. Bernstein ve ark. (299), dental pratiğe dayalı sigorta talebi verilerinin ele alındığı çalışmalarında, daha önce genel pratikte rapor edilen endodontik



tedavi başarı oranlarının daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Tedavi edilmeyen nekrotik pulpal dişlerin başlangıç florasının sadece az bir kısmı enterokoklardan oluşurken pozitif kültür elde edilen kök kanalı doldurulmuş kronik apikal periodontitisli dişlerin % 23-70'inde enterokoklar tespit edilmiş, özellikle *E.faecalis* bulunmuştur (167,176,177,189,300). Çalışmamızda kök kanal sisteminde başarısız tedavi sonrasında gelişen en dirençli mikroorganizma olan *E.faecalis* üzerinde kök kanal eğesi yüzey kaplamasının antimikrobiyal etkisi araştırıldı. Bu yöntemle birçok antibiyotiğe (175,202,203,205), irigasyon solüsyonuna (301,302), kanal dolgu patına (303,304), kanal içi ilaçlara (305-308), fotodinamik tedaviye (309,310) ve ultrasonik uygulamalara (311) direnç göstererek hayatta kalabilme yetisinde olan bu mikroorganizmayı temas yoluyla % 100 elimine edebilecek bir yüzey kaplaması geliştirilerek hem kullanılan ege sterilizasyonunu sağlamak hem de preparasyon işleminin bir elemanı olan kök kanal egesine antimikrobiyal nitelik kazandırarak daha başarılı tedavi sonuçları elde etmek amaçlanmaktadır.

Kök kanal tedavisinde elde edilmek istenen antimikrobiyal etkinlik, kullanılan materyallerin uyum içerisinde kombine şekilde kullanılmasıyla sağlanır. Her aşamada elde edilecek daha fazla antimikrobiyal etki bir sonraki aşamanın antibakteriyel etkinliğini arttıracaktır. Preparasyon zincirinde, irigasyon, seans arası ilaçlar, ileri teknolojik metodolojiler, servikal bölge örtme yeteneği, kök kanal patları üzerinde yapılan antimikrobiyal etkinlik çalışmalarında zinciri tamamlayacak tek unsur kök kanal eğelerinin antimikrobiyal etki çalışmalarıdır. Kök kanal eğelerinin bu zincire sadece mekanik olarak katkıda bulunmayıp, direk mikroorganizmaya temas yoluyla aktif dezenfektan görev görmesi preparasyon işlemine katkı sağlayabilir.

*E.faecalis* çalışmalarında genelde in vitro değerlendirmelerin yapılmasının gerçek klinik durumu yansıtmasında yetersiz kaldığı düşünülebilir. Dentin blokları veya kök dentini üzerine inkübe edilerek oluşturulan *E.faecalis* biyofilm yapının oluşturulduğu sürenin bile mevcut dezenfektan materyallerine karşı dayanıklılıklarını etkilediği düşünüldüğünde (302), in vivo ortamda kontamine kök dentininde oluşturduğu biyofilmin karakteri, dentin tübülüne penetrasyon miktarı değişkenlik gösterebilir (195-198). Ancak metodolojideki farklılıklar ve kullanılan ölçüm sistemlerinin farklı olması sonuç verilerin de farklı olmasına neden olmuştur (312,313). Çalışmamızda ege yüzeyini taklit eden bir levhanın üzerinin Ag iyonu ile kaplanması sonrasında temas



ettiği bakterilerin % 100'ünü yok ettiği görüldü ancak bu antimikrobiyal etkinliğin preparasyon esnasında ne derece olacağını belirlemek için insan dişlerinde yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Weine ve ark. (314), kök kanal preparasyonunda nitel ve nicel unsurlarının karşılaştırılması için dentin sertliğine yakın olan rezin blokların kullanımını önermişlerdir. Önceki kesme etkinliği çalışmalarında genelde çekilmiş dişlerde ve rezin bloklarda preparasyon olmak üzere 2 deney metodu tercih edilmiştir. Çekilmiş dişlerde yapılan çalışmalar klinik uygulamalara daha yakındır ancak simüle kanallar kanal şekillendirmeyi ve eğe performansını standardize koşullarda değerlendirmeye daha fazla olanak tanır (315,316). Simüle kanallar kök kanal çapı ve uzunluğunun, kanal kurvatür yarıçapının standardize edilmesini (317,318) ve tekrarlanabilir sertlik ve abrazyon özelliklerini sağlar (80). Bunun yanında, rezin blokların birçok dezavantajı vardır. Resin bloğun sertlik ve abrazyon özellikleri kök kanal dentini ile benzerlik sergilemez (317). Döner eğe ile yapılan preparasyon sırasında oluşacak ısının resin materyali yumuşatması dentini taklit etmesini engeller (319). Ancak, resin blokların insan dentininden daha yumuşak olmasının yanında, enstrumentasyon esnasında eğelerle çalışırken hissedilen parmak hassasiyetinin gerçek dişlerde hissedilenlere çok yakın olduğunu bildiren çalışmalar vardır (320). Tüm bu olumsuzluklarının yanında resin bloklar kök kanal anatomisinde yaygın şekilde karşılaşılan farklılıkları elimine ederek standart bir kök kanal morfolojisine olanak tanır (321). Bu çalışmada test edilecek döner eğelerin hepsinin aynı marka eğe sistemi olmasının yanında, daldırma hızı farklı olan (25mm/dk-50mm/dk) eğelerle hiç kaplanmayan eğeler standardize edilmiş simüle resin blok kanallarında kesme etkinliği açısından karşılaştırılmıştır. Aynı eğe sisteminin farklı yüzey uygulamalarının standardize edilmiş bir kanalda kullanımı, kök kanal morfolojisindeki kuvvetle muhtemel varyasyonların elimine edilmesini sağlayacak ve daha objektif sonuçlar verecektir.

Döner NiTi eğelerin kaç kez kullanılması gerektiği konusunda bir konsensus yoktur. Üretici firmalar, birçok devlet kurumu ve çok sayıda klinisyen bir döner NiTi eğe setinin tek bir hastada kullanımını önermiştir (322-324). Aksine, NiTi döner eğelerin simüle kök kanallarında 10 kere veya 4 molar dişte kırılma meydana gelmeden kullanılabileceğini belirten çalışmalar da vardır (108,325,326). Kök kanallarının birbirinden farklı anatomik yapılarının olma olasılığı hesaba katıldığında, döner NiTi

eğelerin kaç kez kullanılması gerektiğini söylemek zordur (108,323). Çalışmamızda bir adet ProTaper Universal ege seti 5 adet simüle şeffaf rezin blokta kullanılmıştır. Kök kanalı preparasyonunu konu alan çalışmalarda, bir ege setinin kullanım sayısı değişkenlik göstermektedir. Yared ve ark. (327), ProFile NiTi döner eğelerin 4 molar dişe kadar güvenilir şekilde kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Fife ve ark. (328), 2 ve 4 molar dişte kullanım sonrasında ProTaper eğelerin kalan yorulma ömürleri arasında bir fark bulamamıştır. Molar diş sayısı ortalama 3 ile çarpılarak prepare edilen kanal sayısının ortaya çıkarılacağı düşünülürse, 6 ve 12 kök kanalı preparasyonu arasında ege yorulmasında farklılığa rastlanmadığı söylenebilir. Aynı şekilde Vieira ve ark.'nın (329) çalışmasında 5 ve 8 molar diş prepare edilmiş, yani yaklaşık 15-24 kanal preparasyonu arasında yorulma ömrü açısından fark bulunamamıştır. Ancak yine Vieira ve ark. (330), ProTaper eğelerle 5 adet molar dişte yaptıkları enstrumantasyon sonrasında, yeni eğelere nazaran kullanılan eğelerde torsiyonel dirençte ve açılma sapmalarında olumsuz etkiler göstermişlerdir. Daimi insan dişlerinde yapılan bu çalışmalarda preparasyon sırasında ege yüzeyinde biriken debris miktarı, rezin bloklarda yapılan preparasyon sırasında ege yüzeyinde biriken debristen muhtemelen daha azdır çünkü rezin blokların sertlik ve abrazyon özellikleri farklılık gösterir (317) ve preparasyon sırasında oluşan ısı sonucu rezin yapının yumuşaması ile yukardaki çalışmalarda belirtilen tablodan daha olumsuz değerlerin oluşması durumu ortaya çıkabilir (319). ProTaper Universal eğelerin plastik bloklarda oluşturdukları final şekil açısından 1. ve 6. kullanım arasında anlamlı farklılık gözlemlenmiştir (331). Bu çalışmadan 5. kullanımdan sonra şekillendirme yeteneklerinde azalma gözlemlendiği kanısına varılabilir. Şeffaf rezin bloklarda yapılan bu çalışmaya istinaden, çalışmamızda bir ege'nin 5 simüle kanalda kullanımı optimal preparasyon için uygun görülmüştür. İnan ve ark. (332), kullanılmış ve yeni ProTaper eğelerin yüzey karakteristiklerini değerlendirmek için AFM kullanmışlardır. Her eğeyi mandibular molar dişlerin mesial kanallarında 5 kez kullanmışlar ve 5 kez preparasyon sonrasında belirgin yüzey bozulmaları gözlemlenmişlerdir. Çalışmamızda da ProTaper eğeler 5 adet simüle rezin blokta kullanıldı ve ege yüzeyindeki değişikliklerin TEM ve EDS ile belirlenmesi amaçlandı.

Calberson ve ark. (333), ProTaper eğelerin şekillendirme yeteneklerini simüle rezin kök kanallarında incelemişler ve tüm kanal tiplerinde kabul edilebilir bir açılı preparasyon sağladıklarını bulmuşlardır. Ancak, kanalın iç kısmından aşırı madde

kaldırılmasından kaçınmak için F2 ve F3 eğelerin dikkatli kullanılması gerektiğini ve özellikle F3 eğelerin kullanımı sırasında deformasyondan kaçınılması gerektiğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ProTaper eğelerin modifikasyonu ile oluşturulan ProTaper Universal eğelerin şekillendirme yeteneklerinde değişiklik olmadığı bildirilmiştir (334). Silva ve ark. (335), 20° ve 40° eğime sahip simüle kanallarda F3, F4 ve F5 eğelerin hepsinin kanal transportasyonuna neden olduğunu, özellikle F4 ve F5 eğelerin en fazla transportasyon değeri sergilediklerini bulmuştur. Çalışmamızda kullanılan rezin bloktaki kanalın eğim derecesi ve yarıçapı hesaba katıldığında, F3 eğeden itibaren transportasyon miktarında artışı gösteren çalışmalara istinaden, F2 eğenin final preparasyon eğesi olarak belirlenmesi uygun görüldü.

Yamazaki-Arasaki ve ark. (336) K3, ProTaper, Twisted File ve BioRaCe eğelerin kalitatif analizinde ProTaper eğelerin kullanılmadan önceki pürüzlülük miktarlarının servikal ve uç bölgelerde eşit olduğunu, hatta 12 kez kullanım sonrasında dahi pürüzlülük miktarının her iki bölgede aynı kaldığını bulmuşlardır. Diğer tüm eğelerde pürüzlülük miktarı kullanım öncesinde ve sonrasında bölgesel farklılıklar gözlemlendiğinden, çalışmamızın bir yüzey kaplama uygulaması olduğu hesaba katılarak daha homojen dağılımlı bir yüzeye sahip ProTaper sistemin kullanılması uygun görüldü. Böylelikle kaplama yapılan yüzeyin pürüzlülüğünün etkisi elimine edilmektedir ve TEM ile yapılacak yüzey analizinde eğe yüzeylerinin daha karşılaştırılabilir olması sağlanmaktadır.

Çalışmamızda, antibakteriyel etkisi olduğu vurgulanan kök kanal döner eğe yüzey kaplamasının metodolojiye bağlı olarak antibakteriyel etkinliği değişiklik göstermez. Çünkü uygulanan kaplamanın tatbik edildiği çok karmaşık olmayan yüzey topografisi avantajının yanında belirli bir süreyi, koşulları ve kullanım protokollerini gerektiren preparasyon malzemelerinin (302,304,337) aksine, yüzey kaplama bütünlüğü bozulmadıkça devamlı antibakteriyel etki gösterebilir. Antibakteriyel özellik göstermeleri için mikroorganizma ile bu yüzey kaplamasının temas etmesi yeterli olmaktadır.

Çalışmamızda kullanılan ProTaper eğelerin üst molar dişte kök kanallarının % 45'ine yakın dokunulmamış dentin yüzeyi preparasyonu sergilediği ve apikal 4 mm bölgede ise bu değer % 50'lere ulaştığı mikro BT çalışmasıyla gösterilmiştir (338). Yine bir mikro BT çalışmasında Peters ve ark. (339), sıklıkla eğri kök kanallarında düz

bir kesit olmasa bile yetersiz preparasyonların meydana geldiğini ve üst molar dişlerde ProTaper eğelerin kanal duvarlarında % 49±29 dokunulmamış yüzey bıraktığını bulmuştur. Sonuçta, preparasyon sonrasında özellikle oval kanallarda enstrumantasyon tekniği ne olursa olsun, debris birikimi ve dokunulmayan kök dentin yüzeyi sözkonusudur (340-345). Kök dentin yüzeyinde preparasyon sonrası dokunulmadan kalan yüzey miktarını ve bu dokunulmadan kalan yüzey miktarının kullanılan döner ege sisteminden çok etkilenmediğini belirten çalışmalara istinaden, çalışmamızda kullanılan yüzeyi Ag iyon kaplı ProTaper eğenin antimikrobiyal etki göstermesi için gereken koşulun mikrop içerikli ortama temas etmesi olduğu düşünülürse, bu yüzey kaplı eğelerin dizayn ve çalışma prensiplerinin değiştirilerek üzerinde stres oluşumunu minimuma indiren girişimlerin gerekliliği tekrar önem kazanmaktadır. Zaten preparasyon sırasında ege yüzeyinde debris birikimi ile antibakteriyel etkinliğinin azalacağı ve eğenin kanal içerisinde kaldığı sürenin kısa olması gibi faktörler gözönünde bulundurulduğunda, kök kanalı içerisinde preparasyon sırasında yüzeyi kaplı eğenin gösterdiği antibakteriyel etkinliğin sınırlı olacağı söylenebilir. Kök kanalı preparasyonunun bir elemanı olan eğenin antimikrobiyal özellikli kaplama ile kaplandığında bu özelliğinin ne ölçüde olduğunu belirlemek için gerçek insan dişlerinde yapılacak ileri çalışma planlamalarına ihtiyaç vardır.

Kök kanal sisteminde mikroorganizmaların dentin tübüllerine penetre olduğu derinlik 80-150 µm dir (346,347). Literatürde kök kanalı içerisinde olduğu belirlenen mikroorganizmaların dentin tübüllerine penetre olma özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda kullanılan antibakteriyel yüzey kaplı kök kanal eğelerinin dentin tübüllerindeki *E.faecalis*'e ve diğer mikroorganizmalara temas etmesi mümkün olmamaktadır. Bu durumda kullandığımız eğelerin sadece mekanik faaliyetleri öne çıkmaktadır.

Kök kanal preparasyonu ve doldurma işleminde kullanılan materyal ve metodların antibakteriyel etkinliklerini göstermeleri için belirli bir temas veya uygulama sürelerine ihtiyaçları vardır. Çalışmamızda da Ag iyon kaplı eğelerin preparasyon sürelerinin yüzey kaplaması uygulanmayan kontrol grubu eğelerle yapılan preparasyon sürelerinden daha uzun olduğu düşünüldüğünde, ilk başta süre uzamasının dezavantaj olduğu düşünülse de, yüzey kaplamasının mikroorganizmaya temas süresinin artmasıyla antibakteriyel etkinliğinin de artacağı muhtemeldir. Mevcut kesici kenarların

kaplanması ile kesme açılarının değişebileceği veya zaten progresif olan eğe açılanmasının daha fazla kalınlığa ulaşması ile crown-down prensibiyle çalışması nedeniyle kanalda ilerleme süresi ve sonuçta bir sonraki eğeyle preparasyona başlama süresi uzayabilir.

NiTi'nin mekanik özellikleri daha esnek olmalarını ve kanal eğimine daha iyi uyum sağlamalarını temin etmiştir. Ancak, bu mekanik avantajlara rağmen hala yüksek oranda kök kanalı içerisinde kırılma riski söz konusudur (123,348). Kök kanalının eğim açısı, derecesi, kanalların birleşmeleri, S şekilli kanallar, dilasasyonlar ve ayrılan kanallar gibi varyasyonlar nedeniyle klinik kullanımda sıklıkla kanal eğesi kırıklarıyla karşılaşilmektedir (116). Kanal eğelerinin boyutu, taper derecesi, alaşım içeriği, üretim metodu, fleksibilitesi, rijiditesi ve kesitsel oluk dizaynı da mekanik davranışı etkiler (349,350). Metalografik, finite element ve/veya fraktografik analizler sonrasında materyalin sergilediği özelliklerin de yorulma ömrünü etkilediği (151,351,352) hesaba katıldığında, yüzey kaplaması sonrası bu analizlerin yapılması eğenin karakterini daha iyi anlamamızı sağlayacaktır. Ancak, her bir eğe serisinin 5 ayrı rezin blokta kullanıldığı ve kontrol eğe grubunda olduğu gibi Ag iyon yüzey kaplamasına sahip eğelerin de hiçbirinde preparasyon sırasında kırılma olmadığı düşünülürse, kırılmaya neden olan faktörlerin kaplama sonrası oluşmadığı ya da kaplamanın eğeye bu bakımdan olumsuz bir özellik kazandırmadığı öngörülebilir. Yani, yüzey kaplaması NiTi eğenin mekanik özelliklerinde gözle görülür şekilde olumsuz etki yaratmamaktadır.

Kanal içerisinde kök kanal eğesinin kırılmasının % 0.39-5 oranında olduğu rapor edilmiştir (108,353). Kırık parçanın tüm kanal sisteminin şekillendirilmesi ve temizlenmesini engellediği durumlarda ve kanal tedavisi öncesinde periradiküler lezyonun varlığı durumunda başarısızlık oranları daha fazladır (118,354-356). Teknik standartlara bağlı kalındığı takdirde döner kanal eğesinin kırılması prognozu olumsuz etkileyebilir (118) ancak mikrobiyal kontrolün sağlanması hususunda bir şüphe söz konusu ise yani kırık parçanın apikalinde enfekte kök kanalı debrisinin temizlenmesi engellenmiş olursa, hem prognoz tehlikeye girer hem de kırık parçanın çıkarılması sırasında fazla miktarda diş yapısının uzaklaştırılması zorunluluğu doğabilir. İnاتçı kök kanal enfeksiyonları ve başarısız kök kanal tedavilerinde başrolü oynadığı bilinen *E.faecalis*'in konakladığı kök kanalının preparasyonu sırasında oluşabilecek eğe

kırılmaları sonrasında başarı şansı özellikle preparasyonun erken safhalarında ve lezyon varlığında meydana geldiğinde çok azdır. Ege kırılması sonrasında dezenfeksiyon işleminde kullanılan materyaller ve yöntemlerin mikroorganizmayla teması engellenmiş olacak ve belki de kronik durumun akutlaşmasıyla enfeksiyon tablosu ilerleyecektir. Flare-up oluşması durumunda, eğer endike ise apikal rezeksiyon, kök amputasyonu, hemisection gibi alternatif tedavi metodları uygulamak gerekecektir. Nihayetinde bu metodların uygun olmadığı durumda dişin çekimi ile süreç tamamlanacaktır. Kök kanalının yeterli sayılabilecek kök kanalı preparasyonu boyutlarına ulaştığı düşünüldüğü anda alet fraktürü apikal sonlanmada ya da çok yakın bir bölgede meydana geldiğinde kök kanal doldurulması sırasında ulaşılamayan bu bölge ile temas halinde olan eğin çalışmamızda olduğu gibi antimikrobiyal özellikte olması dişin prognozu açısından daha iyi olabilir.

Siqueira ve ark. (357), TEM ile yaptıkları çalışmalarında aynı dişin farklı kök kanallarında farklı bakteriyel kolonizasyonlarının olduğunu bulmuşlardır. Kök kanal tedavisi yapılmış ve başarısızlığa uğramış yani sekonder enfeksiyon gelişmiş dişlerde, aynı dişin farklı köklerinin bakteriyel kompozisyonlarının düşük derecede benzerlik gösterdiği Chugal ve ark.'nın (358) PCR çalışmasında gösterilmiştir. Birden fazla kök kanalına sahip olan dişlerde preparasyon sırasındaki en büyük endişelerden biri de bir kök kanalından diğerine veya diğerlerine mevcut mikrobiyal içeriğin taşınmasıyla mikrobiyal kontaminasyon oluşturulmasıdır. Elektrik pulpa testine ve soğuk testine pozitif cevap veren premolar ve molarların bazılarında lokalize pulpa nekrozu sonrasında oluşan yıkım ürünlerinin hiperemik pulpaya akımı iletilmesiyle elektrik pulpa testine yanlış pozitif yanıt alındığı ve belki de sadece bir kökün vital kalabildiği veya nekrotik hale gelebildiği bilinmektedir (359). Tek seansta aynı kanal eğeleriyle mikrobiyal kompozisyonu farklı, birden fazla dişin kanal tedavisi gereksinimi ile karşılaşabiliyoruz. Kanal tedavisi görmüş dişlerin kök kanallarının mikrobiyal kompozisyonlarının birbirinden farklı olabileceği durumlar da sorun teşkil eder. Tüm bu faktörler düşünüldüğünde her bir kök kanalında farklı kök kanal aletleriyle çalışmak mantıklı olacaktır ancak pratikte hem maliyet hem de kullanım zorluğu söz konusudur. Antimikrobiyal etkinliği olan kök kanal eğelerinin birden fazla kök kanalına sahip dişlerde veya aynı seansta birden fazla dişin endodontik tedavisinde kullanımı bu olumsuz tablonun minimal seviyeye indirilmesini sağlayabilir.

Enfeksiyon kontrol rehberi, enstrumanların sterilitasını sağlamak için organik artıkları temizlemek amacıyla temizlik protokolünün uygulanması gerektiğini belirtmiştir (360-363). Organik doku artıkları, dezenfektan veya steril edici maddelerin enstrumana temasını önleyebilir, bu maddelere bağlanabilir ve kimyasal dezenfektanları inaktif hale getirebilir (219). Sterilizasyon işlemi öncesinde aletlerin üzerindeki organik debris uzaklaştırmak amacıyla bir mekanik temizliğin yapılması gerekir (217,218). Çalışmamızda kullanılan antimikrobiyal yüzey kaplamasının tam olarak uzaklaştırılamayan debris varlığında bile etkili olabileceği ve belki de sterilizasyon gerektirmeden kanal eğelerinin tekrar kullanımına olanak tanıyabileceği düşünülebilir.

Üreticiden temin edilen çoğu kanal eğesinin steril halde olmadığı ve yüzeylerinde metalik çapaklar, debris ve hatta epitelyal hücreler tespit edildiği düşünüldüğünde (47,220,221), çalışmamızda kullanılan antimikrobiyal etkiye sahip yüzey kaplamalı eğenin bu yüzeydeki artıklarla temas halinde bulunmasıyla konuşlanabilecek mikroorganizmalar üzerine inhibe edici etki göstermesi beklenmektedir. Böylece üreticiden temin edilen eğenin kullanım öncesinde temizlenme ve steril edilme zorunluluğu (222) ortadan kalkar ve direk olarak hasta tedavisinde kullanılabilir.

NaOCl, NiTi eğelerin kesme etkinliğinde ve kırılmaya karşı direncinde herhangi bir olumsuz etkiye yol açmamıştır (364,365) ancak döngüsel yorgunluğa direnci azalttığı (113,366) ve korozyona neden olduğu (322) bulunmuştur. NaOCl'nin bu olumsuz etkileri pH seviyelerinin 10.1'e kadar düşürülmesiyle minimize edilmiştir (367). Oh ve ark. (368), NiTi alaşımların korozyon direncini biyomedikal olarak kullanımlarında istenen seviyeye getirmek için NiTi alaşımlara Ag eklemenin etkilerini incelemişlerdir. Ark yumuşatma, homojenizasyon, sıcak yuvarlama ve solüsyon ısı muamelesi ile NiTi-Ag numuneleri hazırlamışlardır. Bu üç atomlu alaşımın faz transformasyon sıcaklıkları, mikroyapısı, mikrosertliği, korozyon direnci ve sitotoksitesi gibi özelliklerini araştırmışlardır. Örnekler, düşük buharlaşma ısılarından dolayı döküm alaşımlara göre düşük iyileşme hızı gösterdiler ve NiTi içerisinde düşük Ag çözünürlüğü sergilediler. NiTi'ye Ag eklenmesi, transisyon sıcaklığını 100 °C'ye kadar değişen miktarda arttırmış ve martensitik transformasyonun başlama sıcaklığı oda sıcaklığının üzerinde olduğundan, oda sıcaklığında martensitik fazı stabilize etmiştir. Ag eklenmesinin korozyona direnci arttırdığı ve stabil pasif bir film oluşturduğu belirtilmiştir (368). Çalışmamızda kullanılan Ag iyon yüzey kaplamasının NaOCl'nin

neden olduğu korozyonu önleyen bir film tabaka oluşturması eğe dayanıklılığını arttırabilir.

% 1'lik NaOCl'nin NiTi eğeler üzerinde major bir etki yaratmadığı ancak % 5'lik NaOCl'nin ancak 30-60 dk. temas sonrasında belirgin değişikliklere neden olduğu gösterilmiştir (369). NiTi eğeler sterilizasyon siklusunda NaOCl içerisine batırıldıklarında saptanabilen belirgin bir enstruman değişikliğine neden olmamıştır (100). Fiziksel Buhar TiN depozisyonu ile kaplı NiTi eğelerde sterilizasyon işlemi ve NaOCl ile ıslatma işlemi kesme etkinliğini etkilememiştir (104). Eğelerin bir kez kullanımına karşı sterilizasyon prosedürleri ve değişen oranlarda NaOCl kullanımını hakkındaki çalışmalara istinaden, klinik veriler özellikle küçük boyuttaki eğelerin kullanılacağı durumlarda kök kanalı içerisinde kırılmayı önlemek için tek kullanımı önermektedir (323,370). Kaldı ki, eğe üzerinde olumsuz etki yapan sterilizasyon prosedürlerinin ve NaOCl kullanımının kullandığımız Ag iyon yüzey film kaplama yoluyla üstesinden gelinmesiyle, özellikle küçük boyutlu eğeler için öngörülen tek kullanım sayısı daha da arttırılabilir.

Çalışmamızda kullanılan ProTaper Universal eğelerin kesme etkinliklerini belirlemek için preparasyon sonrasında kök kanalı rezin bloklarının ağırlık kayıpları değerlendirildi. Ağırlık kaybı ile kesme etkinliğini değerlendirme işlemi daha önce de kullanılan bir yöntemdir (90,94). Daldırma ile kaplama yönteminde yüzey kaplama kalınlıklarının eğenin bulunduğu taşıyıcının yukarı çekilme hızı ile doğru orantılı olduğu düşünöldüğünde 50 mm/dk daldırma tekniği ile kaplanan eğelerin yüzey kaplamalarının, 25 mm/dk ve kontrol grubu eğelerinin yüzey kaplamalarından daha kalın olduğu öngörülmektedir (TEM analizinde gösterildi). Grup I, II ve III'deki ağırlık kayıplarının istatistiksel analizinde, 50 mm/dk ile kaplanan eğelerin Grup II ve III eğelere nazaran anlamlı seviyede daha fazla madde kaldırdığı bulundu (Tablo 6). Eğelerin kalınlığı arttıkça kanal duvarlarından kaldırdığı madde miktarının daha fazla olması beklenen bir sonuçtur. Preparasyon esnasında gruptaki hiçbir eğenin kırılmaması nedeniyle, eğenin kalınlık farklılıklarına rağmen eğe içerisinde çalışırken sahip oldukları kalınlıkların olumsuz sonuçlara yol amadıkları düşünölmektedir. İlginç olan, 25 mm/dk grubu eğelerin kaplama uygulanmayan kontrol grubu eğelerle benzer madde uzaklaştırma yeteneğinde olmasıdır (Tablo 7). 25 mm/dk ile kaplanan eğelerin yüzey kalınlıklarının eğenin kesme etkinliklerini değiştirmeyerek gözardı edilebilir



kalınlık meydana getirdiği söylenebilir. Sonuç itibariyle, döner kök kanal eğelerine uyguladığımız yüzey kaplama malzemesi eğenin kesme etkinliğinde olumsuz etkiye yol açmamıştır. Aynı zamanda, 5 rezin blokta yapılan preparasyon sonrasında hiçbir eğenin kırılmaması nedeniyle yüzey kaplamalarının eğelerin fleksural ve torsiyonel yorulma dirençlerinde belirgin değişikliklere neden olmadığı sonucuna varılabilir. NiTi eğelerin yüzeyinde modifikasyonların uygulandığı güncel çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak (6,7,67,71,73), uyguladığımız yüzey kaplama işleminin de eğenin kesme etkinliğini olumsuz etkilemediği görülmektedir.

Kök kanal preparasyonunun süresi, kullanılan enstrumentasyon tekniğine, sayısına, operatör deneyimine bağlı olarak değişkenlik gösterir (80). Çalışmamızda kaydedilen preparasyon süresi, daha önce yapılan 4 çalışmada olduğu gibi (83,84,371,372), aktif enstrumentasyon süresi, eğeleri değiştirmek için gerekli olan süre, eğelerin olukların temizlenmesi için gereken süre ve irigasyon işleminde geçen sürelerin toplamını belirtmektedir. Preparasyon süresi, kök kanal eğelerinin kesme etkinliğini belirlemede en önemli faktör olmasa da, farklı türdeki eğelerin etkinliklerinin karşılaştırılmasına olanak tanır ve bu sonuçlar klinik kullanımla ilişkilendirilebilir. Çalışmamızda kullanılan enstrumentasyon tekniği ve eğe sayısı aynı olduğundan, eğelerin kendi özellikleri dışında, operatör faktörü kök kanal preparasyon süresini etkileyebileceği tek faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Çalışmamızda, tek bir deneyimli operatör ile preparasyon işleminin yapılmasıyla bu durumun bir nebze üstesinden gelinmiştir. Preparasyon süresinin istatistiksel analizi sonrasında tüm eğe gruplarının birbirinden farklı oldukları tespit edilmiştir. Yüzey kaplaması uygulanmış eğelerle yapılan preparasyon sürelerinin kontrol grubu eğelere göre daha uzun olması, muhtemelen kalınlığın artması nedeniyle kanal içerisinde daha yavaş ilerlemesinden kaynaklanmaktadır. İlginç olan sonuç, en kalın yüzey kaplamasına sahip olan 50 mm/dk grubu eğelerin 25 mm/dk grubu eğelerden daha kısa sürede preparasyonunu tamamlamasıdır. İstatistiksel olarak anlamlı olan bu farklılığın muhtemel klinik kullanımda önemli olup olmadığını belirlemek için insan daimi dişlerinde yapılacak çalışmaların ve/veya operatör faktörünü ortadan kaldıran standardize edilmiş düzeneklerin (373) kullanımının daha objektif sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

Kök kanalı enstrumentasyonu sırasında kanal duvarlarına en çok temas eden bölgenin eğenin çalışan kısmı olduğu düşünüldüğünde, x200, x500 ve x1000

büyütmede preparasyon sonrası elde edilen TEM görüntülerinde kaplama yapılan eğelerin bu bölgelerde bütünlüğünü koruduğunu görmekteyiz. Bu bulgu, kaplama malzemesinin kanal duvarlarına temas yoluyla ortaya çıkan mekanik kuvvetlerden çok fazla etkilenmediğini ve yeterli dayanıklılıkta olduğunu göstermektedir. Ancak bu kaplanan eğelerin oluk kısımlarında kaplama pürüzlülüğünün varlığı görülmektedir. Alınan görüntüler hem preparasyon öncesi hem de preparasyon sonrası görüntüleri içerdiğinden ve her iki durumda da yüzeyi kaplı eğelerin oluklarında pürüzlülük tespit edildiğinden, preparasyon sonrasında preparasyon öncesi varolan herbir yüzey düzensizliğindeki değişikliğin mikron seviyede değerlendirilmesi ve bunun sonucunda preparasyon sonrası görülen defektlerin preparasyon öncesinde var olan defektler olup olmadığını belirlemek gerekmektedir. SE modunda elde edilen görüntüler daha çok yüzey morfolojisinin tespitinde kullanılmaktadır. Kaldı ki, yüzey morfolojisindeki küçük değişiklikler sonrasında dahi renk tonu farklılıklarının boyutu değişikliğe uğrayabilir. Hatta hiç dokunulmamış çukurda kalmış koyu bir bölgenin etrafındaki kaplamanın aşınmasıyla çukur bölgenin ton farklılığı gösterdiği alan objektif bulgular vermeyecek şekilde değişebilecektir. Aslında odaklanması gereken nokta, preparasyon sonrasında yüzey kaplamanın yüzeyden tam olarak ayrılıp ayrılmadığıdır. Preparasyon sonrası EDS analizi verileri ve TEM görüntüleri, yüzeyde enstrumantasyon sonrasında da tamamen ince Ag film kaplamanın bulunduğunu gösterdi. Kesici kenarlarda görülen dayanıklılık düşünüldüğünde, eğer preparasyon sonrasında oluştuysa, oluklarda oluşan bu defektlerin mekanik kuvvetlerden değil de eğede oluşan iç streslerden kaynaklanabileceği de bir başka ihtimaldir.

Özellikle F1 ve F2 eğelerin preparasyon öncesi TEM görüntüleri gösterdi ki; F2 25 mm/dk ve 50 mm/dk yüzey kaplaması uygulanmış eğeler, x500 ve x1000 büyütmede oluk bölgesinde daha pürüzsüz bir dağılım göstermektedir. Bunun sebebinin F2 eğelerin oluk bölgesinin daha geniş olması, makineyle işleme izlerinin F1 eğelerde daha belirgin olması ve daldırma metodunun etkisiyle düz bölgelerde kaplama malzemesinin daha iyi dağılım göstermesi olduğu düşünülmektedir.

25 mm/dk yüzey kaplaması uygulanan eğelerin preparasyon öncesi kesici kenar görüntülerinin kontrol grubu eğelere daha benzer olduğu düşünülürse, kesme etkinliği açısından da istatistiksel olarak benzer sonuçları sergilemeleri bu görüntü analizini desteklemektedir. 50 mm/dk grubu eğelerin kesici kenarlarda belirgin şekilde

görülebilen kalın bir tabaka oluşturdıkları görülmektedir. Rezin bloktan kaldırdıkları madde miktarının, kontrol ve 25 mm/dk grubu eğelerden daha fazla olduğu düşünülürse, kalın kesici kenar morfolojisi sergileyen bu eğelerin kesme etkinliklerini olumsuz etkilemeyen bir kesici kenar morfolojisine sahip oldukları düşünülmektedir.

Çalışmamızda homojen kaplama oluşturmak için sıkça kullanılan bir kaplama yöntemi olan daldırma ile kaplama yöntemi tercih edilmiştir. Bu çalışmadaki bulgularla daldırma ile kaplama metodunun oluk yapılar gibi çok fazla girintiler yani makineyle işleme olukları içeren eğelerin kaplanmasında uygun bir yöntem olup olmadığı yeniden gözden geçirilmelidir. Çünkü hem preparasyon öncesinde hem de preparasyon sonrasında eğelerden elde edilen TEM görüntülerinde yer yer kaplama materyali düzensiz dağılımları gözlenmektedir. Kaldı ki, TEM ile sadece belirli sayıda eğe incelenmiş ve hepsinde de farklı tarzda kaplama düzensizlikleri gözlemlenmiştir. Bu durum bize yüzey morfolojisi standardizasyonunu sağlayacak daha farklı kaplama yöntemlerinin uygulanması gerektiğini göstermektedir. Ancak tekrar eden kaplama uygulamalarında daldırma yönteminin uygun olduğu belirlenmiştir (290). Özellikle oluk bölgesinde görülen yüzey kaplama defektlerinin bu yolla giderilmesi mümkün olabilir. Daldırma ile kaplama yönteminde eğeler yukarı doğru hareket ederken aşağıya doğru hareket eden yüzey kaplama malzemesinin uç kısımda daha homojen bir yapı sergilemesi TEM görüntülerimizden elde edildiği gibi beklenen bir sonuçtur.

Kesit analizi için x3000 büyütmede Grup I, II ve III'den elde edilen görüntüler kullanılarak, Grup I ve II deki kaplanmış eğelerin 3 noktasından kalınlık ölçümü yapılarak bu 3 noktanın ortalaması alındı. Eğelerin yüzey kaplamalarının farklı bölgelerde farklı kalınlık değerleri sergilediği çok açık şekilde görülebildiğinden 3 noktada ölçüm yapılarak ortalamalarının alınması uygun görüldü. Yapılan ölçümlerde Grup I (50 mm/dk) eğelerin Grup II (25 mm/dk) eğelerden daha kalın oldukları görüldü. TEM'den elde edilen mikrografların ortaya çıkardığı bu tablonun daldırma yöntemindeki kalınlık hesaplama formülasyonlarıyla (hesaplamada yukarı çekme hızının kalınlıkla doğru orantılıdır) uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

TEM görüntülerinin SE modunda alınmasıyla eğe üzerindeki kaplamanın yüzey morfolojisi belirlenmiştir. SE modunda TEM analizi, eğelerin yüzey analizinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (223,350,374). SE modunda çukurda kalan bölgelerden kaynaklanan elektron sayısı, tümseklerden kaynaklanan elektronların sayısından farklı

olduğundan ve bu durumun değişik kontrastlara neden olduğu bilindiğinden, kaplama sonrasında özellikle oluk bölgesinde çok sayıda farklı renk tonunda bölgeler oluşmasının oldukça pürüzlü bir eğe yüzeyini temsil ettiği söylenebilir. Bu yüzey kaplaması pürüzlülüğüne neden olan faktörün eğenin başlangıçta üzerinde görülen makineyle işleme izlerinin daldırma ile kaplama metodu sırasında kaplama malzemesinin homojen dağılımını önlemesi olduğu düşünülmektedir. ProTaper Universal eğenin kullanım öncesinde yüzeyinde zaten varolan yüzey pürüzlülüğünün Ag ince film kaplama uygulaması sonrasında daha belirgin bir hal aldığı görülmektedir. Ancak bu yüzey düzensizliklerinin varlığının kaplama malzemesinin eğenin tüm yüzeyine yayılımını engellemediği BSE moduyla yapılan TEM görüntü analizi ve EDS analizi ile belirlenmiştir. Kaplama yüzeyinde çok sayıda girinti ve çıkıntılı yüzey morfolojisi izlenmesine rağmen eğenin gövde yüzeyinde kesinlikle bir Ag tabakası oluştuğu element analiziyle anlaşılmaktadır. Dahası atom numarası aynı olan elementlerin aynı kontrastta görüntü verdiğini gösteren BSE görüntü analizi moduyla, preparasyon sonrasında dahi yüzey kaplamasının tamamıyla eğenin uygulama öncesi yüzeyinden ayrılmadığı TEM görüntü analizinde doğrulanmaktadır. Preparasyon sonrasında kaplama uygulanan eğenin EDS analizi sonrasında, yüzey kaplamasının çatlak bölge sergilediği eğede çatlak hattında bile Ag elementinin tespit edilmesi tam bir ayrılmanın olmadığını göstergesidir. Eğe yüzeyindeki kaplamada oluşan çatlak hattında Ag elementinin bulunması, çatlağı oluşturan stresin tam bir kaplama ayrılmasına yol açmadığı düşüncesini desteklemektedir. Çatlak hattının hemen yakınındaki bütünlüğünü koruyan kaplama üzerinde yapılan elemental analiz sonuçlarıyla çatlak hattı analizde benzer sonuçların elde edilmesi, kaplama dayanıklılığının kök kanal preparasyonu için yeterli olduğunu da göstermektedir. Preparasyon sonrasında x500 ve x1000 büyütmede elde edilen TEM görüntüleri kaplama uygulanan eğelerin kesici kenarlarının bütünlüğünü mükemmel şekilde koruduğunu gösterdi. Preparasyon sırasında kanal eğesinin en fazla strese maruz kalan çalışan bölgesinde kaplamanın gösterdiği bütünlük olumlu bir sonuç olarak değerlendirilmelidir. Preparasyon sonrasında TEM ile yapılan incelemelerin kaplama uygulanan eğelerin yüzeylerinde belirgin kaplama ayrılmalarının olup olmadığını belirlemek ve çalışan kısımdaki aşınmaların karşılaştırılması amacıyla yapıldığı düşünülmelidir.

## SONUÇ ve ÖNERİLER

1. % 2 Ag içerikli yüzey kaplamasının sekonder endodontik enfeksiyonda kök kanalından en fazla izole edilen, dirençli bir bakteri olan *E.faecalis*'e karşı % 100 etkili olduğu bulundu. Kök kanal eğelerinin % 2 Ag içeren ince film kaplama malzemesiyle kaplanması işlemi, sterilizasyonun ege üzerindeki olumsuz etkilerini önlemek için alternatif bir yöntem arayışına ışık tutabilir.

2. Şeffaf rezin bloklarda yapılan preparasyon sonrasında Grup I (50 mm/dk), Grup II (25 mm/dk) ve Grup III (Kontrol) eğelerin kesme etkinlikleri karşılaştırıldı ve Grup I eğelerin diğer grup eğelere göre daha fazla rezin madde uzaklaştırdığı bulundu. 25 mm/dk ve Kontrol grubu eğeler benzer ağırlık kaybı değerlerine neden oldu. Veriler ışığında, ince film kaplama uygulanan eğeler kesme etkinliklerinde olumsuz etkiye yol açmadığı söylenebilir.

3. Şeffaf rezin bloklarda yapılan preparasyon sonrasında, Grup I (50 mm/dk), Grup II (25 mm/dk) ve Grup III (Kontrol) eğelerin preparasyon süreleri karşılaştırıldığında, Grup II'nin en uzun preparasyon süresine sahip olduğu bulundu. İstatistiksel açıdan anlamlılık olsa da, bu sürenin gerçek dişlerde yapılan uygulamalar sonrasında değerlendirilmesi daha objektif veriler elde etmemizi sağlayabilir ve klinik kullanımda bu süre farkının çok anlamlı olmadığı düşünülmektedir.

4. Ag iyon yüzey kaplaması ile kaplanan eğelerle rezin bloklarda yapılan preparasyon sonrasında, Kontrol grubu eğelerde olduğu gibi herhangi bir alet kırılması olmadı. Kaplama yapılan eğelerin torsiyonel ve fleksural yorulma dirençlerinde hissedilir derecede değişikliklerin olmaması, Ag iyon yüzey kaplamasının eğelerin metalurjik özelliklerinde olumsuz etki yapmadığını göstermektedir.

5. TEM ile elde edilen görüntülerde, kaplama malzemesinin bulunduğu eğelerin kesici kenarlarına yakın bölgelerde rezin blok kök kanalı preparasyon sonrasında film kaplamanın bütünlüğünün bozulmadığı ve Kontrol grubu eğelerin kesici kenar bölgelerine benzer şekilde düzgün bir yüzey morfolojisi sergilediği gözlenmektedir. Ege yüzeyine uygulanan ince film kaplama materyali preparasyon sırasında oluşan mekanik kuvvetleri karşılayabilecek dayanıklılıktadır.

6. Hem preparasyon öncesi hem de sonrasında TEM görüntüsü alınırken yapılan yüzey analizlerinde, kaplama uygulanan eğelerin farklı tonlara sahip yüzey düzensizliklerinin olduğu bölgelerin hepsinde Ag elementi tespit edildi. BSE

görüntüleri de preparasyon sonrasında dahi tüm yüzeyin hala Ag yüzey kaplaması ile kaplandığını göstermektedir. Preparasyon sonrasında, Ag ince film kaplamanın bütünlüğünü koruması sayesinde döner kök kanal eğesi antimikrobiyal etkisini devam ettirebilir.

7. TEM ile alınan görüntüler gösterdi ki; daldırma yöntemi ile yüzey kaplaması özellikle eğelerin oluk bölgelerinde homojen dağılım sergilemedi. Ancak EDS analizi ile pürüzlülük sergileyen bu bölgelerde dahi Ag yüzey kaplaması varlığı belirlendi. Döner NiTi eğelerin kaplanması için yüzey pürüzlülüğünü azaltacak başka yüzey kaplama metotlarının kullanılması da düşünülebilir.

8. Antimikrobiyal etkisi olan Ag içerikli yüzey kaplaması uygulanan kök kanal eğelerinin preparasyon sırasında antimikrobiyal etkinliğinin araştırılması ve klinikte rutin kullanılabilirliğinin belirlenmesi için insan dişlerinde yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

9. % 2 Ag içerikli ince film kaplamanın sterilizasyon gerekliliğini ortadan kaldırıp kaldırmayacağını belirlemek için daha geniş spektrumlu mikrobiyal testlerin uygulanması gereklidir.

## KAYNAKLAR

1. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK (1996). Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *Int Endod J* 29: 113-7.
2. Portenier I, Lutz F, Barbakow F (1998). Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. *Int Endod J* 31: 103-11.
3. Cho IS, Park HA (1998). Development of a Web-based CAI program for maternity nursing practice. *Stud Health Technol Inform* 52 Pt 2: 736-9.
4. Hurtt CA, Rossman LE (1996). The sterilization of endodontic hand files. *J Endod* 22: 321-2.
5. Roth TP, Whitney SI, Walker SG, Friedman S (2006). Microbial contamination of endodontic files received from the manufacturer. *J Endod* 32: 649-51.
6. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG (2000). The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 89: 363-8.
7. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod* 27: 588-92.
8. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK (2006). SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 32: 675-9.
9. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB (2008). Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod* 34: 859-62.
10. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88: 343-7.
11. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG (2011). Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod* 37: 72-4.
12. Alaçam T (2012). *Endodonti, Birinci Baskı. Özyurt Matbaacılık, Ankara; Bölüm 9: 253*

13. Grossman LI (1976). Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc* 93: 78-87.
14. Siqueira JF Jr, Araujo MC, Garcia PF, Fraga RC, Dantas CJ (1997). Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endod* 23: 499-502.
15. Moller AJ, Fabricius L, Dahlen G, Ohman AE, Heyden G (1981). Influence on periapical tissues of indigenous oral bacteria and necrotic pulp tissue in monkeys. *Scand J Dent Res* 89: 475-84.
16. Fauchard P. (1733) *Tractat von den Zahnen*. Heidelberg: Reprint Huthig-Verlag, 1984.
17. Lilley JD (1976). Endodontic instrumentation before 1800. *J Br Endod Soc* 9:67–70.
18. Bellizzi R, Cruse WP (1980). A historic review of endodontics, 1689–1963, Part III. *J Endod* 6: 576–580.
19. Hülsmann M (1996). Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. *Endodontie* 5: 97-112.
20. Schilder H (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18: 269-296.
21. Milas VB (1976). History/ V. B. Milas In: Cohen S, Burns RC, eds: *Pathways of the Pulp*, Saint Louis: Mosby.
22. Civjan S, Huget EF, de Simon LB (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 54: 89-96.
23. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 14: 346-51.
24. Deplazes P, Peters O, Barbakow F (2001). Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod* 27: 196-202.
25. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 14: 324-33.
26. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A (2010). Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod* 36: 904-7.



27. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 21: 146-51.
28. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM (2005). Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* 38: 743–52.
29. Marending M, Lutz F, Barbakow F (1998). Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 31: 57-62.
30. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 31: 114-6.
31. Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS (1988). Thermomechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mater Res* 22: 573–88.
32. Serene TP, Adams JD, Saxena A (1995). *Nickel–Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. St Louis MO, USA: Ishiyaku Euro America, Inc.
33. Andreasen GF, Morrow RE (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod* 73: 142-51.
34. Andreasen G, Wass K, Chan KC (1985). A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. *Quintessence Int* 16: 623-6.
35. Schafer E (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol* 13: 51–64.
36. Thompson SA (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33: 297-310.
37. Revathi M, Rao CVN, Lakshminarayanan L (2001). Revolutions in Endodontic instrumentations – A review. *Endodontology* 13: 43-50.
38. Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC (1963). Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys* 34: 1475–7.
39. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C (1998). Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 24: 731-5.

40. avdar E (2006). Şekil hatırlamalı Ni-Ti alaşımında difüzyonsuz faz dönüşümünün termodinamik özellikleri. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
41. Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. J Appl Phys 43: 97–112.
42. Otsuka K, Ren X (1999). Recent Developments in the research of shape memory alloys. Intemetallics 7: 511–528.
43. Yoneyama T, Kobayashi C (2009). Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. In: Yoneyama T, Miyazaki S, eds: Shape Memory Alloys for Biomedical Applications Cambridge: Woodhead Publishing Limited: 297-305.
44. Buehler WJ, Wang FE (1968). A summary of Recent Research on The Nitinol Alloys And Their Potential Application In Ocean Engineering. Ocean Eng 1: 105-20.
45. Buehler WJ, Cross WB (1969). 55-Nitinol Unique Wire Alloy With A Memory. Wire Journal 2: 41-9.
46. Lausmaa J (2001). Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium. In: Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P, eds. Titanium in Medicine: Materials Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses Medical Applications. 1st ed. Berlin: Springer; 247– 8.
47. Marsicovetere ES, Clement DJ, del Rio CE (1996). Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. J Endod 22: 231-5.
48. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. J Endod 27: 516-20.
49. Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. İstanbul: Promat; 2004.
50. Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP (2003). Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. J Endod 29: 567-75.

51. Profile .04 kullanım kılavuzu (1997). Ballaigues, İsviçre, Maillefer Instruments SA. 1997.
52. Hero 642 kullanım kılavuzu (1998). Oberursel, Almanya, Micro Mega AG .
53. Saunders WP, Saunders E (2003). Root canal instrumentation. In: Bergenholtz G, Horsted-Bindslev P, Reit C, eds. Textbook of Endodontology Blackwell Munksgaard pp. 236-60.
54. Campos JM, del Rio C (1990). Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. J Endod 16: 230-4.
55. Peters OA, Boessler C, Zehnder M (2005). Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. Int Endod J 38: 223-9.
56. Yguel-Henry S, Vannesson H, von Stebut J (1990). High precision, simulated cutting efficiency measurement of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication. J Endod 16: 418-22.
57. Peters OA, Peters CI (2006). Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Keiser K, eds. Pathways Of The Pulp 9th ed Mosby: Elsevier; pp. 290-357.
58. The next progression in proficient performance (last cited on 2012 Apr 4). Available from: [http://store.maillefer.com/lit2/pdfs/ProTaperBrochure\\_web.pdf](http://store.maillefer.com/lit2/pdfs/ProTaperBrochure_web.pdf)
59. Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Breschi L, Malagnino VA, Prati C (2004). SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. Int Endod J 37: 832-9.
60. Clauder T, Baumann MA (2004). ProTaper NT system. Dent Clin North Am 48:87-111.
61. Giovannone T, Migliau G, Bedini R, Ferrari M, Gallottini L (2008). Shaping outcomes using two Ni-Ti rotary instruments in simulated canals. Minerva Stomatol 57: 143-54.
62. Yun HH, Kim SK (2003). A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 95: 228-33.
63. Cohen S, Hargreaves K (2006), eds. Pathways of the Pulp. 9th edition, Peters OA, Peters CI. Mosby Elsevier, St Luis 308-11.

64. Simon S, Lumley P, Tomson P, Pertot WJ, Machtou P (2008). Protaper--hybrid technique. *Dent update* 35: 110-2, 115-6.
65. Walton RE (1976). Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod* 2: 304-11.
66. Brockhurst PJ, Denholm I (1996). Hardness and strength of endodontic files and reamers. *J Endod* 22: 68-70.
67. Schafer E (2002). Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod* 28: 800-2.
68. Tucker DM, Wenckus CS, Bentkover SK (1997). Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless-steel hand instrumentation. *J Endod* 23: 170-3.
69. Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M (1998). Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod* 24: 763-7.
70. Kishen A (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Topics* 13: 57– 83.
71. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP (1996). Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod* 22: 543-6.
72. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG (2003). Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod* 29: 132-4.
73. Bensely A, Prabhakaran A, Lal DM, Nagarajan G (2006). Enhancing the wear resistance of case carburized steel (En 353) by cryogenic treatment. *Cryogenics* 45: 747-54.
74. Reasbeck RB (1989). Improved tool life by the cryotrough treatment. *Metallurgica* 178 –9.
75. Singh PJ, Guha B, Achar DRG (2003). Fatigue life improvement of AISI 304L Cruciform welded joints by cryogenic treatment. *Eng Fail Anal* 10: 1–12.
76. Mollinari A, Pellizzari M, Gialenella S, Straffelini G, Stiasny KH (2001). Effect of deep cryogenic treatment on the mechanical properties of tool steels. *J Mater Process Technol* 118: 350 –5.
77. Bramipour D, Svec TA, White KW, Powers JM (2001). Wear resistance of cryogenically treated stainless steel files. *J Endod* 27: 212-3.

78. Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 38: 364-71.
79. Schafer E (1999). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 25: 52-5.
80. Hülsmann M, Peters O, Dummer PMH (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 10: 30 –76.
81. Felt RA, Moser JB, Heuer MA (1982). Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. *J Endod* 8: 253-9.
82. Peters OA (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 30: 559-67.
83. Schafer E, Erler M, Dammaschke T (2006). Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 39: 203-12.
84. Schafer E, Vlassis M (2004). Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 37: 239-48.
85. Jeon IS, Spangberg LS, Yoon TC, Kazemi RB, Kum KY (2003). Smear layer production by 3 rotary reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96: 601-7.
86. Oliet S, Sorin SM (1973). Cutting efficiency of endodontic reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 36: 243-52.
87. Villalobos RL, Moser JB, Heuer MA (1980). A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in rotary motion. *J Endod* 6: 667-71.
88. Webber J, Moser JB, Heuer MA (1980). A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in linear motion. *J Endod* 6: 829-34.
89. Camps JJ, Pertot WJ (1995). Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. *Int Endod J* 28: 279-84.
90. Newman JG, Brantley WA, Gerstein H (1983). A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion. *J Endod* 9: 316-22.

91. Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LS (1996). Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 81: 596-602.
92. Fayyad DM, Elhakim Elgendy AA (2011). Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 37: 1143-6.
93. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS (2010). Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109: e82-5.
94. Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L (2007). Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 33: 1355-8.
95. Tepel J, Schafer E, Hoppe W (1995). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 21: 418-21.
96. Brau-Aguade E, Canalda-Sahli C, Berastegui-Jimeno E (1996). Cutting efficiency of K-files manufactured with different metallic alloys. *Dent Traumatol* 12: 286-8.
97. Tepel J, Schafer E, Hoppe W (1995). Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int Endod J* 28: 68-76.
98. Stenman E, Spangberg LS (1990). Machining efficiency of endodontic K files and Hedstrom files. *J Endod* 16: 375-82.
99. Haikel Y, Serfaty R, Lwin TT, Allemann C (1996). Measurement of the cutting efficiency of endodontic instruments: a new concept. *J Endod* 22: 651-6.
100. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C (1998). Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 24: 736-9.
101. Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TT, Allemann C (1996). Effects of cleaning, disinfection, and sterilization procedures on the cutting efficiency of endodontic files. *J Endod* 22: 657-61
102. George GK, Sanjeev K, Sekar M (2011). An in vitro evaluation of the effect of deep dry cryotreatment on the cutting efficiency of three rotary nickel titanium instruments. *J Conserv Dent: JCD* 14: 169-72.

103. Yguel-Henry S, von Stebut J (1994). Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *J Endod* 20: 367-72.
104. Schafer E (2002). Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 35: 867-72.
105. Machian GR, Peters DD, Lorton L (1982). The comparative efficiency of four types of endodontic instruments. *J Endod* 8: 398-402.
106. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23: 77-95.
107. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 36: 262-6.
108. Parashos P, Gordon I, Messer HH (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 30: 722-5.
109. Gambarini G (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 27: 772-4.
110. Gambarini G (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 34: 386-9.
111. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J* 36: 764-9.
112. Silvaggio J, Hicks ML (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 23: 731-4.
113. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J* 39: 693-9.
114. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 29: 15-9.
115. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 26: 414-7.

116. Di Fiore PM (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc* 138: 196-201; quiz 249.
117. Eggert C, Peters O, Barbakow F (1999). Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod* 25: 494-7.
118. Spili P, Parashos P, Messer HH (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod* 31: 845-50.
119. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F, Ahn S (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 28: 540-2.
120. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF, Jr. (2009). Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 35: 1013-6.
121. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25: 434-40.
122. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 26: 161-5.
123. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW (2007). Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 33: 1433-7.
124. Yum J, Cheung GS, Park JK, Hur B, Kim HC (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 37: 382-6.
125. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC (2012). Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod* 38: 527-30.
126. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schafer E (2008). Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod* 34: 208-11.
127. Costa C (2002). Influencia da implantacao ionica na resistencia a torcao e corrosao de instrumentos rotato'rios de m'quel titanio [thesis]. Sao Paulo: Faculdade de Odontologia da USP



128. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL (2010). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod* 36: 1183-6.
129. Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J (2008). Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta Biomater* 4: 447-67.
130. Shabalovskaya SA, Anderegg J, Laab F, Thiel PA, Rondelli G (2003). Surface conditions of Nitinol wires, tubing, and as-cast alloys. The effect of chemical etching, aging in boiling water, and heat treatment. *J Biomed Mater Res Part B, Applied biomaterials* 65: 193-203.
131. Pohl M, Heßing, C. Frenzel, J. (2004). Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Mat Sci Eng A* 191-9.
132. Callister W (2000). *Materials Science and Engineering. An Introduction.* . New York: John Wiley & Sons, Inc; 223-4.
133. Bonaccorso A, Schafer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR (2008). Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod* 34: 1391-5.
134. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 33: 712-4.
135. Barbosa FO, Gomes JA, de Araujo MC (2008). Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 34: 1533-6.
136. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* 34: 190-3.
137. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 102: e106-14.
138. Anderson ME, Price JW, Parashos P (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 33: 1212-6.

139. Boessler C, Paque F, Peters OA (2009). The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod* 35: 102-6.
140. Sinan AA, Thiemele-Yace SE, Abouattier-Mansilla E, Vallaey K, Diemer F (2010). Effects of electropolishing on rupture resistance in cyclic fatigue and on the surface condition of endodontic instruments. *Odontostomatol Trop* 33: 23-8.
141. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS (2010). Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *J Endod* 36: 1354-7.
142. Borgula L (2005). Rotary nickel-titanium instrument fracture—an experimental and SEM based analysis. (DClinDent [Endo]) Melbourne: University of Melbourne.
143. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H (1986). The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod and dentofacial orthopedics* : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 90: 1-10.
144. Hamanaka H, Yoneyama T, Doi H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F (1989). [Mechanical properties and phase transformation of super-elastic Ni-Ti alloy wires. Part 2: Changes of properties through heat treatment]. *Shika Zairyo Kikai* 8: 216-23.
145. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, Ebihara A, Suda H (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod* 40: 247-53.
146. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103: 843-7.
147. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 42: 621-6.
148. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 44: 253-8.

149. Lotkov A, Meisner, L., Grishkov, V. (2005). Titanium nickelide-based alloys: surface modifications with ion beam, plasma flows and chemical treatment. *Phys Metals Metall* 99: 508-19.
150. Wolle CF, Vasconcellos MA, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35: 1558-62.
151. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 37: 1013-6.
152. Anders Ae (2000). *Handbook of plasma immersion ion implantation and deposition*. New York: J Wiley & Sons, Inc: p. 1-19.
153. Tan L, Crone W (2002). Surface characterization of NiTi modified by plasma source ion implantation. *Acta Mater* 50: 4449–60.
154. Yeung KW, Poon RW, Liu XY, Ho JP, Chung CY, Chu PK, Lu WW, Chan D, Cheung KM (2005). Investigation of nickel suppression and cytocompatibility of surface-treated nickel-titanium shape memory alloys by using plasma immersion ion implantation. *J Biomed Mater Res Part A* 72: 238-45.
155. Shevchenko N, Pham M, Maitz M (2004). Studies of surface modified NiTi alloys. *Appl Surf Sci* 235: 126–31.
156. Alves-Claro AP, Claro FA, Uzumaki ET (2008). Wear resistance of nickel-titanium endodontic files after surface treatment. *J Mater Sci Mater Med* 19: 3273-7.
157. Li UM, Iijima M, Endo K, Brantley WA, Alapati SB, Lin CP (2007). Application of plasma immersion ion implantation for surface modification of nickel-titanium rotary instruments. *Dent Mater J* 26: 467-73.
158. Lal DM, Renganarayanan S, Kalanidhi A (2001). Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics* 41: 149-55.
159. Berls RW (2003). Effect of cryogenic tempering on the wear resistance of two types of stainless steel files (abstr). *J Endod* 29: 300.
160. Chu CL, Chung CY, Zhou J, Pu YP, Lin PH (2005). Fabrication and characteristics of bioactive sodium titanate/titania graded film on NiTi shape memory alloy. *J Biomed Mater ResPart A* 75: 595-602.

161. Chu C, Chung C, Chu P (2006). Surface oxidation of NiTi shape memory alloy in boiling aqueous solution containing hydrogen peroxide. *Mater Sci Eng A* 417: 104–9.
162. Cheng F, Shi P, Man H (2004). Anatase coating on NiTi via a low temperature sol–gel route for improving corrosion resistance. *Scripta Mater* 51: 1041–5.
163. Liu J, Shi F, Yang D (2004). Characterization of sol–gel-derived TiO<sub>2</sub> and TiO<sub>2</sub>–SiO<sub>2</sub> films for biomedical applications. *J Mater Sci Tech* 20: 550–4.
164. Shabalovskaya SA (1996). On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys. *Biomed Mater Eng* 6: 267–89.
165. Chu C, Chung C, Chu PH (2006). Surface oxidation of NiTi shape memory alloy in boiling aqueous solution containing hydrogen peroxide. *Mater Sci Eng A* 417.
166. Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ (1965). The Effects of Surgical Exposures of Dental Pulp in Germ-Free and Conventional Laboratory Rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 20: 340–9.
167. Moller AJ (1966). Microbiological examination of root canals and periapical tissues of human teeth. Methodological studies. *Odontol Tidskr* 74: Suppl:1–380.
168. Nair PNR (1987). Light and electron microscopic studies of root canal flora and periapical lesions. *J Endod* 13: 29–39.
169. Siqueira JF Jr. (2002). Endodontic infections: concepts, paradigms, and perspectives. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 94: 281–93.
170. Haapasalo HK, Siren EK, Waltimo TM, Orstavik D, Haapasalo MP (2000). Inactivation of local root canal medicaments by dentine: an in vitro study. *Int Endod J* 33: 126–31.
171. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, Owatz CB (2006). *Enterococcus faecalis*: its role in root canal treatment failure and current concepts in retreatment. *J Endod* 32: 93–8.
172. Jett BD, Huycke MM, Gilmore MS (1994). Virulence of enterococci. *Clin Microbiol Rev* 7: 462–78.
173. Richards MJ, Edwards JR, Culver DH, Gaynes RP (2000). Nosocomial infections in combined medical-surgical intensive care units in the United States. *Infection*

- control and hospital epidemiology : the official journal of the Society of Hospital Epidemiologists of America 21: 510-5.
174. Wisplinghoff H, Seifert H, Tallent SM, Bischoff T, Wenzel RP, Edmond MB (2003). Nosocomial bloodstream infections in pediatric patients in United States hospitals: epidemiology, clinical features and susceptibilities. *Pediatr Infect Dis J* 22: 686-91.
  175. Hunt CP (1998). The emergence of enterococci as a cause of nosocomial infection. *Br J Biomed Sci* 55: 149-56.
  176. Peciuliene V, Balciuniene I, Eriksen HM, Haapasalo M (2000). Isolation of *Enterococcus faecalis* in previously root-filled canals in a Lithuanian population. *J Endod* 26: 593-5.
  177. Hancock HH, 3rd, Sigurdsson A, Trope M, Moiseiwitsch J (2001). Bacteria isolated after unsuccessful endodontic treatment in a North American population. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 91: 579-86.
  178. Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjogren U (1998). Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85: 86-93.
  179. Dahlen G, Samuelsson W, Molander A, Reit C (2000). Identification and antimicrobial susceptibility of enterococci isolated from the root canal. *Oral Microbiol Immunol* 15: 309-12.
  180. Sherman JM (1937). The Streptococci. *Bacteriol Rev* 1: 3-97.
  181. McHugh CP, Zhang P, Michalek S, Eleazer PD (2004). pH required to kill *Enterococcus faecalis* in vitro. *J Endod* 30: 218-9.
  182. Kayaoglu G, Erten H, Orstavik D (2005). Growth at high pH increases *Enterococcus faecalis* adhesion to collagen. *Int Endod J* 38: 389-96.
  183. Flahaut S, Hartke A, Giard JC, Benachour A, Boutibonnes P, Auffray Y (1996). Relationship between stress response toward bile salts, acid and heat treatment in *Enterococcus faecalis*. *FEMS Microbiol Lett* 138: 49-54.
  184. Giard JC, Hartke A, Flahaut S, Benachour A, Boutibonnes P, Auffray Y (1996). Starvation-induced multiresistance in *Enterococcus faecalis* JH2-2. *Curr Microbiol* 32: 264-71.

185. Hartke A, Giard JC, Laplace JM, Auffray Y (1998). Survival of *Enterococcus faecalis* in an oligotrophic microcosm: changes in morphology, development of general stress resistance, and analysis of protein synthesis. *Appl Environ Microbiol* 64: 4238-45.
186. Kayaoglu G, Orstavik D (2004). Virulence factors of *Enterococcus faecalis*: relationship to endodontic disease. *Critical reviews in oral biology and medicine* : an official publication of the American Association of Oral Biologists 15: 308-20.
187. Rocas IN, Jung IY, Lee CY, Siqueira JF, Jr. (2004). Polymerase chain reaction identification of microorganisms in previously root-filled teeth in a South Korean population. *J Endod* 30: 504-8.
188. Sunde PT, Olsen I, Debelian GJ, Tronstad L (2002). Microbiota of periapical lesions refractory to endodontic therapy. *J Endod* 28: 304-10.
189. Molander A, Reit C, Dahlen G, Kvist T (1998). Microbiological status of root-filled teeth with apical periodontitis. *Int Endod J* 31: 1-7.
190. Rocas IN, Siqueira JF, Jr., Santos KR (2004). Association of *Enterococcus faecalis* with different forms of periradicular diseases. *J Endod* 30: 315-20.
191. Mindere A, Kundzina R, Nikolajeva V, Eze D, Petrina Z (2010). Microflora of root filled teeth with apical periodontitis in Latvian patients. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija"* 12: 116-21.
192. Murray BE (1990). The life and times of the *Enterococcus*. *Clin Microbiol Rev* 3: 46-65.
193. Evans M, Davies JK, Sundqvist G, Figdor D (2002). Mechanisms involved in the resistance of *Enterococcus faecalis* to calcium hydroxide. *Int Endod J* 35: 221-8.
194. Molander A, Dahlen G (2003). Evaluation of the antibacterial potential of tetracycline or erythromycin mixed with calcium hydroxide as intracanal dressing against *Enterococcus faecalis* in vivo. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96: 744-50.
195. Akpata ES, Blechman H (1982). Bacterial invasion of pulpal dentin wall in vitro. *J Dent Res* 61: 435-8.
196. Haapasalo M, Orstavik D (1987). In vitro infection and disinfection of dentinal tubules. *J Dent Res* 66: 1375-9.

197. Orstavik D, Haapasalo M (1990). Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Endod Dent Traumatol* 6: 142-9.
198. Love RM (2001). *Enterococcus faecalis*--a mechanism for its role in endodontic failure. *Int Endod J* 34: 399-405.
199. Fabricius L, Dahlen G, Holm SE, Moller AJ (1982). Influence of combinations of oral bacteria on periapical tissues of monkeys. *Scand J Dent Res* 90: 200-6.
200. Sobrinho AP, Barros MH, Nicoli JR, Carvalho MA, Farias LM, Bambirra EA, Bahia MG, Vieira EC (1998). Experimental root canal infections in conventional and germ-free mice. *J Endod* 24: 405-8.
201. Bystrom A, Claesson R, Sundqvist G (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Endod Dent Traumatol* 1: 170-5.
202. Leclercq R (1997). Enterococci acquire new kinds of resistance. *Clin Infect Dis* : an official publication of the Infectious Diseases Society of America 24 Suppl 1: S80-4.
203. Pinheiro ET, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Zaia AA, Souza Filho FJ (2003). Evaluation of root canal microorganisms isolated from teeth with endodontic failure and their antimicrobial susceptibility. *Oral Microbiol Immunol* 18: 100-3.
204. Distel JW, Hatton JF, Gillespie MJ (2002). Biofilm formation in medicated root canals. *J Endod* 28: 689-93.
205. Sedgley CM, Lennan SL, Clewell DB (2004). Prevalence, phenotype and genotype of oral enterococci. *Oral Microbiol Immunol* 19: 95-101.
206. Reynaud af Geijersstam A, Sorsa T, Stackelberg S, Tervahartiala T, Haapasalo M (2005). Effect of *E. faecalis* on the release of serine proteases elastase and cathepsin G, and collagenase-2 (MMP-8) by human polymorphonuclear leukocytes (PMNs). *Int Endod J* 38: 667-77.
207. Woods R (1996). Sterilization: Part 1. Instrument preparation. *FDI World* 5(2):7-10.
208. Parashos P, Linsuwanont P, Messer HH (2003). Effective cleaning protocols for rotary nickel-titanium files. *Aust Endod J* 29: 23-4.

209. Miller CH (1991). Sterilization. Disciplined microbial control. *Dent Clin North Am* 35: 339-55.
210. Ferreira Murgel CA, Walton RE, Rittman B, Pecora JD (1990). A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopic study. *J Endod* 16: 214-7.
211. Rutala WA, Weber DJ (2004) Disinfection and sterilization in healthcare facilities. July 2004; Chapel Hill, North Carolina Media: <http://www.unc.edu/depts/spice/dis/DisinfectionAndSterilizationInHealthcare.pdf>.
212. CDC. Recommended infection-control practices for dentistry. *MMWR* May 28,1993/42 (RR-8).
213. Chu NS, Chan-Myers H, Ghazanfari N, Antonoplos P (1999). Levels of naturally occurring microorganisms on surgical instruments after clinical use and after washing. *Am J Infect Control* 27: 315-9.
214. Alvarado CJ (1999). Sterilization vs. disinfection vs. clean. *Nurs Clin North Am* 34: 483-91.
215. Rutala WA, Gergen MF, Jones JF, Weber DJ (1998). Levels of microbial contamination on surgical instruments. *Am J Infect Control* 26: 143-5.
216. Segall RO, del Rio CE, Brady JM, Ayer WA (1977). Evaluation of debridement techniques for endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 44: 786-91.
217. Miller CH, Sheldrake MA (1991). Sterilization beneath rings on dental instruments. *Am J Dent* 4: 291-3.
218. Parker HHt, Johnson RB (1995). Effectiveness of ethylene oxide for sterilization of dental handpieces. *J Dent* 23: 113-5.
219. Muscarella LF (1998). Are all sterilization processes alike? *AORN J* 67: 966-70, 973-6.
220. Zmener O, Speilberg C (1995). Cleaning of endodontic instruments before use. *Endodontics & dental traumatology* 11: 10-4.
221. Johnson MA, Primack PD, Loushine RJ, Craft DW (1997). Cleaning of endodontic files, Part I: The effect of bioburden on the sterilization of endodontic files. *J Endod* 23: 32-4.



222. Martins RC, Bahia MG, Buono VT (2002). Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J* 35: 848-53.
223. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod* 31: 40-3.
224. Gill DS, Tredwin CJ, Gill SK, Ironside JW (2001). The transmissible spongiform encephalopathies (prion diseases): a review for dental surgeons. *Int Dent J* 51: 439-46.
225. Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH (2004). Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 37: 19-28.
226. Van Eldik DA, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD (2004). A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Aust Dent J* 49: 128-35.
227. Parashos P, Linsuwanont P, Messer HH (2004). A cleaning protocol for rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Aust Dent J* 49: 20-7.
228. Popovic J, Gasic J, Zivkovic S, Petrovic A, Radicevic G (2010). Evaluation of biological debris on endodontic instruments after cleaning and sterilization procedures. *Int Endod J* 43: 336-41.
229. Mangram AJ, Horan TC, Pearson ML, Silver LC, Jarvis WR (1999). Guideline for prevention of surgical site infection, 1999. Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. *Infect Contr Hosp Epidemiol* : the official journal of the Society of Hospital Epidemiologists of America 20: 250-78; quiz 279-80.
230. Singh J, Bhatia R, Gandhi JC, Kaswekar AP, Khare S, Patel SB, Oza VB, Jain DC, Sokhey J (1998). Outbreak of viral hepatitis B in a rural community in India linked to inadequately sterilized needles and syringes. *Bulletin of the World Health Organization* 76: 93-8.
231. Eickhoff TC (1962). An outbreak of surgical wound infections due to *Clostridium perfringens*. *Surg Gynecol Obstet* 114: 102-8.
232. Association for the Advancement of Medical Instrumentation. Steam sterilization and sterility assurance in health care facilities. Arlington, VA, 2002.

233. Favero MS. Sterility assurance: Concepts for patient safety. In: Rutala WA, ed. Disinfection, sterilization and antisepsis: principles and practices in healthcare facilities. Washington, DC: Association for Professional in Infection Control and Epidemiology, 2001: 110-9.
234. Rutala WA, Stiegel MM, Sarubbi FA, Jr. (1982). Decontamination of laboratory microbiological waste by steam sterilization. *Appl Environ Microbiol* 43: 1311-6.
235. Adler S, Scherrer M, Daschner FD (1998). Costs of low-temperature plasma sterilization compared with other sterilization methods. *J Hosp Infect* 40: 125-34.
236. Joslyn L (2001). Sterilization by heat. In: Block SS, ed. Disinfection, sterilization, and preservation. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 695-728.
237. Rutala WA (1991). Disinfection and flash sterilization in the operating room. *J Ophthalmic Nurs Technol* 10: 106-15.
238. Darmady EM, Hughes KE, Jones JD, Prince D, Tuke W (1961). Sterilization by dry heat. *J Clin Pathol* 14: 38-44.
239. Kosaric N, Kitchen B, Panchal CJ, Sheppard JD, Kennedy K, Sargent A (1981). UHT milk: production, quality, and economics. *Crit Rev Food Sci Nutr* 14: 153-99.
240. Ernst RR, Doyle JE (1968). Sterilization with gaseous ethylene oxide: a review of chemical and physical factors. *Biotech Bioeng* 1968; 10.
241. Anonymous. Ethylene oxide sterilization: How hospitals can adapt to the changes. *Health Devices* 1994; 23:485-92.
242. Dezenfeksiyon Antisepsi Sterilizasyon Derneği (DAS). Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Rehberi, (2011), [www.das.org.tr](http://www.das.org.tr).
243. Rutala WA, Gergen MF, Weber DJ (1998). Comparative evaluation of the sporicidal activity of new low-temperature sterilization technologies: ethylene oxide, 2 plasma sterilization systems, and liquid peracetic acid. *Am J Infect Control* 26: 393-8.
244. Alfa MJ, DeGagne P, Olson N, Puchalski T (1996). Comparison of ion plasma, vaporized hydrogen peroxide, and 100% ethylene oxide sterilizers to the 12/88 ethylene oxide gas sterilizer. *Infection control and hospital epidemiology : the official journal of the Society of Hospital Epidemiologists of America* 17: 92-100.

245. Lagunas-Solar MC, Pina C, MacDonald JD, Bolkan L (2006). Development of pulsed UV light processes for surface fungal disinfection of fresh fruits. *J Food Prot* 69: 376-84.
246. Gibb A, Mobasser SA, Downes S, Bosworth LA (2012). Medical grade sterilization affects synthetic polymer film properties intended for peripheral nerve repair: an in vitro study. *J Mater Sci Mater Med*. doi: 10.1007/s10856-012-4821-1.
247. Melo MCC, Bahia, MGA., Buono, VTL (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28: 765-9.
248. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod* 26: 76-80.
249. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 24: 843-7.
250. Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Sentis-Vilalta J (1998). The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 31: 48-52.
251. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 39: 709-15.
252. Tunçer M (2007), Effects of Chloride Ion and The Types of Oxides On The Antibacterial Activities of Inorganic Oxide Supported Ag Materials. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü, İzmir.
253. No HK, Park NY, Lee SH, Meyers SP (2002). Antibacterial activity of chitosans and chitosan oligomers with different molecular weights. *Int J Food Microbiol* 74: 65-72.
254. Liu N, Chen XG, H.J. P, Liu CG, Liu CS, Meng XH, Yu L. J (2006). “Effect of MW And Concentration of Chitosan on Antibacterial Activity of *Escherichia coli*”. *Carbohydr Polym* 1–6.
255. Stoimenov PK, Klinger RL, Marchin GL, Klabunde KJ (2002). “Metal Oxide Nanoparticles as Bactericidal Agents“. *Langmuir* Vol.18,: pp. 6679-6686.

256. Yamamoto O, Komatsu M, Sawai J, Nakagawa ZE (2004). Effect of lattice constant of zinc oxide on antibacterial characteristics. *J Mater Sci Mater Med* 15: 847-51.
257. Sondi I, Salopek-Sondi B (2004). Silver nanoparticles as antimicrobial agent: a case study on *E. coli* as a model for Gram-negative bacteria. *J Colloid Interface Sci* 275: 177-82.
258. Atmaca S (1998). Effect of zinc concentration in Mueller-Hinton agar on susceptibility of *Pseudomonas aeruginosa* to meropenem. *J Med Microbiol* 47: 653.
259. Sawai J, Shoji S, Igarashi H, Hashimoto A, Kokugan T, Shimizu M, Kojima H (1998). "Hydrogen Peroxide as an Antibacterial Factor in Zinc Oxide Powder Slurry". *J Ferment Bioeng* Vol. 86: pp. 521 – 522.
260. Kumar R, Munstedt H (2005). Silver ion release from antimicrobial polyamide/silver composites. *Biomaterials* 26: 2081-8.
261. Jayakumar R, Lee Y-S, Rajkumar M, Nanjundan S (2004). "Synthesis, Characterization, and Antibacterial Activity of Metal-Containing Polyurethanes". *J Appl Polym Sci* Vol. 91,: pp.288–295.
262. Dowling DP, Donnelly K, McConnell ML, Eloy R, Arnaud MN (2001). "Deposition of Anti-Bacterial Silver Coatings on Polymeric Substrates" . *Thin Solid Films* Vol. 398-399: pp. 602-606.
263. Hagiwara Z (1999). "Antibacterial polymer composition". United States Patent No: 5,939,087.
264. Hagiwara Z. (1998). "Antibacterial polymer composition". United States Patent No: 5,827,524.
265. Tanimoto T, Watanabe N, Nakashima K, Matsuo R, Nagata M, Shingai Y, Otani T (2000). United States Patent No: 6,071,542.
266. Hagiwara Z (1998), "Antibacterial polymer composition". United States Patent No: 5,827,524.
267. Jeon HJ, Yi SC, Oh SG (2003). Preparation and antibacterial effects of Ag-SiO<sub>2</sub> thin films by sol-gel method. *Biomaterials* 24: 4921-8.
268. Fujishima A, Rao TN, Tryk DA (2000). Titanium dioxide photocatalysis. *J Photoch Photobio C* 1: 1–21.

269. Atiyeh BS, Costagliola M, Hayek SN, Dibo SA (2007). Effect of silver on burn wound infection control and healing: review of the literature. *Burns : journal of the International Society for Burn Injuries* 33: 139-48.
270. Taylor PL, Ussher AL, Burrell RE (2005). Impact of heat on nanocrystalline silver dressings. Part I: Chemical and biological properties. *Biomaterials* 26: 7221-9.
271. Capelli C (2005). "Stabilized Silver-Ion Amine Complex Compositions and Methods". US Patents No: 6,923,990
272. McDonnell G, Russell AD (1999). Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. *Clin Microbiol Rev* 12: 147-79.
273. Yoshinari T, Uchida M (1994). Broad spectrum bactericidal activity of Ag<sub>2</sub>O doped bioactive glass. *Journal of Korean Ceramic Society* Month February 119.
274. Feng QL, Wu J, Chen GQ, Cui FZ, Kim TN, Kim JO (2000). A mechanistic study of the antibacterial effect of silver ions on *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*. *J Biomed Mater Res* 52: 662-8.
275. Kim TN, Feng QL, Kim JO, Wu J, Wang H, Chen GC, Cui FZ (1998). Antimicrobial effects of metal ions (Ag<sup>+</sup>, Cu<sup>2+</sup>, Zn<sup>2+</sup>) in hydroxyapatite. *J Mater Sci Mater Med* 9: 129-34.
276. Modak SM, Fox CL, Jr. (1973). Binding of silver sulfadiazine to the cellular components of *Pseudomonas aeruginosa*. *Biochem Pharmacol* 22: 2391-404.
277. Bragg PD, Rainnie DJ (1974). The effect of silver ions on the respiratory chain of *Escherichia coli*. *Can J Microbiol* 20: 883-9.
278. Chowlishaw J, Spadaro JA, Becker RO (1982). Inhibition of enzyme Induction in *E. coli* by Anodic Silver. *J Bioelectricity* 1; 3: 295-304.
279. Yiğit Z, İnan H, Selçuk H (2007). Su Arıtımında Nanopor Titanyum Dioksitin Fotokatalitik/fotoelektrokatalitik Proseslerinde Kullanılması. 7 Ulusal Çevre Mühendisliği Kongresi Yaşam Çevre Teknoloji, İzmir.
280. Klein LC (1988). Sol-Gel Technology for Thin Films, Fibers, Preforms, Electronics, and specialty shapes. Noyes Publications.
281. Pehlivan E (2000). Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> katkılı ZrO<sub>2</sub> İnce Filmlerinin Optik Özellikleri. İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.
282. Sanchez C, Ribot F (1994). Design of hybrid organic – inorganic materials synthesized via sol-gel chemistry. *New J Chem*. 16: 1014-1028.

283. Dishlich H (1985). Sol-gel 1984-2004. J Non Cryst Solids 73, 599-612.
284. Mackenzie JD (1998). Applications of sol-gel process. J Non Cryst Solids 100: 162-168.
285. Gökgöz E E (2010). Renklendirilmiş Organik-TiO<sub>2</sub> ile Kaplanmış Camların Yapısal, Optik ve Elektriksel Özelliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta.
286. Sayılkan F (2007), Nano-TiO<sub>2</sub> Fotokatalizör Sentezi ve Fotokatalitik Aktivitesinin Belirlenmesi. Doktora Tezi, İnönü Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Malatya.
287. Rahaman MN (2007). Ceramic Processing. Boca Raton: CRC Press. pp. 242-244. ISBN 0-8493-7285-2.
288. Balaban M (2006), ZrO<sub>2</sub> İnce Filmlerinin Elde Edilmesi, Daldırma-Kaplama Yöntemi ile Biriktirilmesi ve Karakterizasyonu. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
289. Levich B (1962). Physicochemical hydrodynamics. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
290. Çizmecioğlu H (2004). Yarıiletken İnce Filmlerin Sol-jel Yöntemi ile Üretilmesi Özellikleri. Sakarya Üniversitesi, Yüksek Lisans tezi Sakarya.
291. Chen BT (2004). Investigation of the Solvent-evaporation Effect on Spin Coating of Thin Films. Polym Eng Sci 23: 399-403.
292. Pehlivan E (2000), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Katkılı ZrO<sub>2</sub> İnce Filmlerinin Optik Özellikleri. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
293. Özyıldız F (2006), TiO<sub>2</sub> İnce Filmleri ile Kaplanmış Yüzeylerin Escherichia coli'ye Karşı Fotokatalitik Bakterisidal Etkilerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
294. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G (2012). Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. J Endod 38: 222-5.
295. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Anto V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, Amato M (2012). Effect of autoclaving on the surfaces of TiN -coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02088.x.

296. Elechiguerra JL, Burt JL, Morones JR, Camacho-Bragado A, Gao X, Lara HH, Yacaman MJ (2005). Interaction of silver nanoparticles with HIV-1. *J Nanobiotechnology* 3: 6.
297. Lu L, Sun RW, Chen R, Hui CK, Ho CM, Luk JM, Lau GK, Che CM (2008). Silver nanoparticles inhibit hepatitis B virus replication. *Antivir Ther* 13: 253-62.
298. Ricucci D, Russo J, Rutberg M, Burleson JA, Spangberg LS (2011). 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: 825-42.
299. Bernstein SD, Horowitz AJ, Man M, Wu H, Foran D, Vena DA, Collie D, Matthews AG, Curro FA, Thompson VP, Craig RG, Practitioners Engaged in Applied R, Learning Network G (2012). Outcomes of endodontic therapy in general practice: a study by the Practitioners Engaged in Applied Research and Learning Network. *J Am Dent Assoc* 143: 478-87.
300. Engström B (1964). The significance of enterococci in root canal treatment. *Odontol Revy* 15: 87–106.
301. Kamberi B, Bajrami D, Stavileci M, Omeragiq S, Dragidella F, Kocani F (2012). The Antibacterial Efficacy of Biopure MTAD in Root Canal Contaminated with *Enterococcus faecalis*. *ISRN Dent* 2012:390526.
302. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M (2012). Effectiveness of Endodontic Disinfecting Solutions against Young and Old *Enterococcus faecalis* Biofilms in Dentin Canals. *J Endod* 38: 1376-9.
303. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Oliveira SD, Antunes FC, Cogo DM, Kopper PM (2011). Antibacterial activity of two MTA-based root canal sealers. *Int Endod J* 44: 1128-33.
304. Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Solomonov M, Moshonov J, Weiss EI, Matalon S (2008). Antibacterial properties of four endodontic sealers. *J Endod* 34: 735-8.
305. Siqueira JF Jr, Lopes HP (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J* 32: 361-9.
306. Portenier I, Haapasalo H, Orstavik D, Yamauchi M, Haapasalo M (2002). Inactivation of the antibacterial activity of iodine potassium iodide and chlorhexidine digluconate against *Enterococcus faecalis* by dentin, dentin matrix, type-I collagen, and heat-killed microbial whole cells. *J Endod* 28: 634-7.

307. Orstavik D (2003). Root canal disinfection: a review of concepts and recent developments. *Aust Endod J: the journal of the Australian Society of Endodontology Inc* 29: 70-4.
308. Atila-Pektas B, Yurdakul P, Gulmez D, Gorduysus O (2012). Antimicrobial effects of root canal medicaments against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus mutans*. *Int Endod J* doi: 10.1111/iej.12004.
309. Nunes MR, Mello I, Franco GC, de Medeiros JM, Dos Santos SS, Habitante SM, Lage-Marques JL, Raldi DP (2011). Effectiveness of photodynamic therapy against *Enterococcus faecalis*, with and without the use of an intracanal optical fiber: an in vitro study. *Photomed Laser Surg* 29: 803-8.
310. Meire MA, Coenye T, Nelis HJ, De Moor RJ (2012). Evaluation of Nd:YAG and Er:YAG irradiation, antibacterial photodynamic therapy and sodium hypochlorite treatment on *Enterococcus faecalis* biofilms. *Int Endod J* 45: 482-91.
311. Grundling GL, Zechin JG, Jardim WM, de Oliveira SD, de Figueiredo JA (2011). Effect of ultrasonics on *Enterococcus faecalis* biofilm in a bovine tooth model. *J Endod* 37: 1128-33.
312. Sedgley C, Nagel A, Dahlen G, Reit C, Molander A (2006). Real-time quantitative polymerase chain reaction and culture analyses of *Enterococcus faecalis* in root canals. *J Endod* 32: 173-7.
313. Williams JM, Trope M, Caplan DJ, Shugars DC (2006). Detection and quantitation of *E. faecalis* by real-time PCR (qPCR), reverse transcription-PCR (RT-PCR), and cultivation during endodontic treatment. *J Endod* 32: 715-21.
314. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1: 255-62.
315. Merrett SJ, Bryant ST, Dummer PM (2006). Comparison of the shaping ability of RaCe and FlexMaster rotary nickel-titanium systems in simulated canals. *J Endod* 32: 960-2.
316. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P (2005). Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod* 31: 460-3.
317. Paque F, Musch U, Hulsmann M (2005). Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 38: 8-16.



318. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK (2006). Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 39: 791-9.
319. Kum KY, Spangberg L, Cha BY, Il-Young J, Msd, Seung-Jong L, Chan-Young L (2000). Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod* 26: 719-23.
320. Patterson SS (1963). In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 16: 83-103.
321. Madureira RG, Forner Navarro L, Llena MC, Costa M (2010). Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109: e136-44.
322. Sonntag D, Peters OA (2007). Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *J Endod* 33: 442-6.
323. Shen Y, Coil JM, Haapasalo M (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod* 35: 193-6.
324. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 29: 664-6.
325. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 32: 115-9.
326. Peters OA, Barbakow F (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 35: 379-89.
327. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 33: 204-7.
328. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L (2004). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 97: 251-6.
329. Vieira EP, Franca EC, Martins RC, Buono VT, Bahia MG (2008). Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 41: 163-72.

330. Vieira EP, Nakagawa RK, Buono VT, Bahia MG (2009). Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J* 42: 947-53.
331. Ounsi HF, Franciosi G, Paragliola R, Goracci C, Grandini S (2010). Effect of repeated use on the shaping ability of Protaper Universal rotary files. *International Dentistry SA Vol. 12, No. 6*.
332. Inan U, Aydin C, Uzun O, Topuz O, Alacam T (2007). Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper Instruments: an atomic force microscopy study. *J Endod* 33: 1334-7.
333. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ (2004). Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* 37: 613-23.
334. Ünal GC, Maden M, Savgat A, Onur O E (2009). Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: protaper universal versus protaper. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107: 886-92.
335. da Silva KT, Grazziotin-Soares R, Limongi O, Irala LE, Salles AA (2009). Wear promoted in the apical third of simulated canals after instrumentation with ProTaper universal system. *J Appl Oral Sci: revista FOB* 17: 501-7.
336. Yamazaki-Arasaki AK, Cabrales RJ, Kleine BM, Araki AT, Dos Santos M, Prokopowitsch I (2012). Qualitative analysis of files of four different rotary systems, before and after being used for the twelfth time. *Microsc Res Techniq*. doi: 10.1002/jemt.22139.
337. Gulsahi K, Tirali RE, Cehreli SB, Karahan ZC, Uzunoglu E, Sabuncuoglu B (2012). The effect of temperature and contact time of sodium hypochlorite on human roots infected with *Enterococcus faecalis* and *Candida albicans*. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. doi: 10.1007/s10266-012-0086-x.
338. Paque F, Ganahl D, Peters OA (2009). Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod* 35: 1056-9.
339. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F (2003). ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 36: 86-92.

340. Wu MK, Wesselink PR (2001). A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J* 34: 137-41.
341. Barbizam JV, Fariniuk LF, Marchesan MA, Pecora JD, Sousa-Neto MD (2002). Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. *J Endod* 28: 365-6.
342. Grande NM, Plotino G, Butti A, Messina F, Pameijer CH, Somma F (2007). Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103: 120-6.
343. Rodig T, Hulsmann M, Muhge M, Schafer F (2002). Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 35: 919-28.
344. Weiger R, ElAyouti A, Lost C (2002). Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J Endod* 28: 580-3.
345. Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR (2003). The capability of two hand instrumentation techniques to remove the inner layer of dentine in oval canals. *Int Endod J* 36: 218-24.
346. Şen BH, Pişkin B, Demirci T (1995). Observation of bacteria and fungi in infected root canals and dentinal tubules by SEM. *Endod Dent Traumatol* 11: 6-9.
347. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 32: 165-70.
348. Parashos P, Messer HH (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 32: 1031-43.
349. Kim TO, Cheung GS, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC (2009). Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J* 42: 14-21.
350. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 36: 147-52.
351. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 37: 997-1001.

352. Lee MH, Versluis A, Kim BM, Lee CJ, Hur B, Kim HC (2011). Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *J Endod* 37: 1152-7.
353. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L (2006). Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J* 39: 700-8.
354. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH (2010). Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *J Endod* 36: 775-80.
355. Crump MC, Natkin E (1970). Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc* 80: 1341-7.
356. Kerekes K, Tronstad L (1979). Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod* 5: 83-90.
357. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Lopes HP (2002). Patterns of microbial colonization in primary root canal infections. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 93: 174-8.
358. Chugal N, Wang JK, Wang R, He X, Kang M, Li J, Zhou X, Shi W, Lux R (2011). Molecular characterization of the microbial flora residing at the apical portion of infected root canals of human teeth. *J Endod* 37: 1359-64.
359. Dummer PM, Hicks R, Huws D (1980). Clinical signs and symptoms in pulp disease. *Int Endod J* 13: 27-35.
360. Association of Operating Room Nurses. Recommended practices for the care and cleaning of surgical instruments and powered equipment. *AORN J* 1997; 65: 124-130.
361. Australian/New Zealand Standard 4187. Cleaning, disinfecting and sterilizing reusable medical and surgical instruments and equipment, and maintenance of associated environments in health care facilities: Standards Australia International Ltd/Standards New Zealand, 2003.
362. Communicable Diseases Network of Australia. Infection control guidelines for the prevention of transmission of infectious diseases in the health care setting. Canberra: Communicable Diseases Network of Australia, Commonwealth of Australia, 2002.

363. Microbiology Advisory Committee. Sterilization, disinfection and cleaning of medical equipment: guidance on decontamination. United Kingdom: Microbiology Advisory Committee, Medical Devices Agency, Department of Health. URL: [www.medical-devices.gov.uk](http://www.medical-devices.gov.uk), 2002. Accessed June 2003.
364. Ormiga Galvao Barbosa F, Antonio da Cunha Ponciano Gomes J, Pimenta de Araujo MC (2007). Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 33: 982-5.
365. Cavalleri G, Cantatore G, Costa A, Grillenzoni M, Comin Chiaramonti L, Gerosa R (2009). The corrosive effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium endodontic instruments: assessment by digital scanning microscope. *Minerva Stomatol* 58: 225-31.
366. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* 33: 589-93.
367. Novoa XR, Martin-Biedma B, Varela-Patino P, Collazo A, Macias-Luaces A, Cantatore G, Perez MC, Magan-Munoz F (2007). The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J* 40: 36-44.
368. Oh KT, Joo UH, Park GH, Hwang CJ, Kim KN (2006). Effect of silver addition on the properties of nickel-titanium alloys for dental application. *J Biomed Mater ResPart B, Applied biomaterials* 76: 306-14.
369. Busslinger A, Sener B, Barbakow F (1998). Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *Int Endod J* 31: 290-4.
370. Shen Y, Coil JM, McLean AG, Hemerling DL, Haapasalo M (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: single use from endodontic specialty practices. *J Endod* 35:1363-7.
371. Burklein S, Schafer E (2006). The influence of various automated devices on the shaping ability of Mtwo rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 39: 945-51.
372. Burklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schafer E (2012). 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: 449-61.
373. Uzun O, Topuz O, Aydın C, Alaçam T, Aslan B (2007). Enlarging characteristics of four nickel-titanium rotary instrument systems under standardized conditions of operator-related variables. *J Endod* 33: 1117-20.
374. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schafer E, Cantatore G, Tripi TR (2010). Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J* 43: 866-73.

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**T.C. Kimlik/Pasaport No** : 62851293062

**Soyadı, Adı** : CORA Sabri

**Uyruğu** : T.C.

**Doğum tarihi ve yeri** : 21.07.1981/Trabzon

**Medeni hali** : Evli

**Telefon** : 0505 7700079

**Faks** : +90 462 3253017

**E-Posta** : sabri\_cora@hotmail.com

**Yazışma adresi** : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Bölümü 2. kat

### EĞİTİM BİLGİLERİ

| Derece           | Mezun Olduğu Kurumun Adı                  | Mezuniyet Yılı |
|------------------|-------------------------------------------|----------------|
| Doktora/Uzmanlık | -                                         | -              |
| Yüksek Lisans    | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2003           |
| Lisans           | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2003           |
| Lise             | Ankara 50.Yıl Lisesi                      | 1998           |

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

| Görevi        | Kurum                       | Süre (Yıl - Yıl) |
|---------------|-----------------------------|------------------|
| 1. Araş. Gör. | KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi | 2006 - 2012      |

### YABANCI DİL

ÜDS 72.500 18.03.2012

### UZMANLIK ALANI

Endodonti

### YAYINLAR/BİLDİRİLER

1. Er K, Taşdemir T, Siso SH, Çelik D, **Cora S** (2011). Fracture resistance of retreated roots using different retreatment systems. Eur J Dent Aug;5(4):387-92.
2. Taşdemir T, Er K, Yıldırım T, Buruk K, Çelik D, **Cora S**, Tahan E, Tuncer B, Serper A (2009). Comparison of the sealing ability of three filling techniques in canals shaped with two different rotary systems: a bacterial leakage study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod; 108(3):e129-34. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.05.007.

3. **Cora S**, Taşdemir T, Tahan E, Er K (2010). Çok sayıda periapikal lezyonlu dişi olan bir hastanın endodontik tedavisi: Olgu sunumu. *Roots* 10(1): 46-49.
4. Çelik D, **Cora S**, Taşdemir T (2009). Üç köklü üst birinci küçükazı dişlerin endodontik tedavisi: 5 olgu sunumu. *Roots* 09(3): 32-35.
5. Çelik D, **Cora S**, Taşdemir T (2008). Üç köklü üst birinci küçükazı dişlerin endodontik tedavisi: 5 olgu sunumu. *Türk Endodonti Derneği 3. Bilimsel Endodonti Sempozyumu*, 23-27 Nisan 2008, Antalya, Türkiye.
6. **Cora S**, Taşdemir T, Çelik D (2008). Apikal kök rezorpsiyonu olan dişlerin endodontik tedavisi: 2 olgu sunumu. *TDB 15. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi*, 30 Haziran- 5 Temmuz, 2008, İstanbul, Türkiye.
7. Çelik D, Taşdemir T, Er K, **Cora S**, Çelik SA (2009). Kistleri taklit eden büyük periradiküler lezyonların cerrahi olmayan endodontik tedavisi: Bir vaka serisi raporu. *Türk Endodonti Derneği 4. Bilimsel Endodonti Sempozyumu*, 23-26 Nisan 2009, Antalya, Türkiye.
8. Er K, Taşdemir T, Siso ŞH, Çelik D, **Cora S** (2009). Farklı retreatment teknikleriyle yeniden şekillendirilen köklerin kırılma direncinin incelenmesi. *Türk Endodonti Derneği 4. Bilimsel Endodonti Sempozyumu*, 23-26 Nisan 2009, Antalya, Türkiye.
9. Tasdemir T, Er K, Yıldırım T, Buruk K, Celik D, **Cora S**, Tahan E, Tuncel B, Serper A (2009). Comparison of the sealing ability of three filling techniques in canals shaped with two different rotary systems: a bacterial leakage study. *14th Biennial Congress of the European Society of Endodontology*, September 23-26 2009, Edinburgh, Scotland.
10. Çelik D, Tahan E, **Cora S**, Er K, Taşdemir T (2010). The outcomes of eight cases treated with MTA plugs. *15th Congress of BaSS*, April 22–25 2010, Thessaloniki, Greece.

## **HOBİLER**

Kitap okumak, müzik, yüzme, futbol



