

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KÖK KANALINDA İKİ FARKLI SEVİYEDE KIRILMIŞ  
EĞELERİN FARKLI YÖNTEMLER İLE KÖK KANALINDAN  
ÇIKARILMASININ DİŞ BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ:STRES  
ANALİZ ÇALIŞMASI**

**Valiahad AHADOV**

**DOKTORA TEZİ**

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Sema BELLİ**

**KONYA-2021**

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KÖK KANALINDA İKİ FARKLI SEVİYEDE KIRILMIŞ  
EĞELERİN FARKLI YÖNTEMLER İLE KÖK KANALINDAN  
ÇIKARILMASININ DİŞ BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ:STRES  
ANALİZ ÇALIŞMASI**

**Valiahad AHADOV**

**DOKTORA TEZİ**

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Sema BELLİ**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 19202050 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2021**

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince üzerimde çok büyük emeği olan, beni yetiştiren, bundan sonraki meslek hayatımda desteklerini hep yanımda hissedeceğim sayın hocalarım; Prof. Dr. Ayçe Ünverdi ELDENİZ, Prof. Dr. Hale Arı AYDINBELGE, Prof. Dr. Funda Kont ÇOBANKARA ve kendime örnek aldığım, eğitimim süresince her nazımı çeken, güvenini her zaman arkamda hissettiğim güzel kalpli saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Sema BELLİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Tez sonuçlarımın değerlendirilmesinde gösterdikleri büyük yardımlardan dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. Gürcan Eskitaşoğlu ve Prof. Dr. Oğuz ERASLAN'a minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Konya'daki beş buçuk yıllık zorlu eğitimim süresince beni yalnız bırakmayan yakın dostlarım Uzm.Dt. Faruk Feyyaz DAŞTAN, Uzm. Dt. Naci CANPOLAT, Dt. Murat ÜNAL, Dt. Qalib EMİRALIYEV, Dt. Efendi EFENDİYEV'e, beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, yüzümü sürekli güldüren kıymetli personellerimize, sekreterlerimize;

Beni yetiştiren, büyüten, tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi her türlü desteği veren sevgili anneme, babama ve kardeşlerime teşekkür ederim.

Tezimi, gençlik yıllarımda en güzel zamanları geçirdiğim, akrabam, dostum, tezimi bitirmemi benden bile çok isteyen, ama bu gururlu günümü göremeden vatan toprakları uğrunda kahramancasına şehit olan, canım kardeşim Özel Kuvvetler Astsubayı İbrahim SADIQLI'ya ithaf ediyorum.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>BAP</b>	: Bilimsel Araştırmalar Projesi
<b>BMP</b>	: Bit Map Picture
<b>D</b>	:Dikey
<b>EDTA</b>	: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
<b>FEA</b>	: Finite Element Analyse
<b>GG</b>	: Gates Glidden
<b>GPa</b>	: Gigapaskal
<b>KHz</b>	: Kilohertz
<b>Kv</b>	: Kilovat
<b>L</b>	: Lateral
<b>mA</b>	: Miliamper
<b>Micro-CT</b>	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
<b>ml</b>	: mililitre
<b>MOD</b>	: Mezial-Okluzal-Distal
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N</b>	: Newton
<b>NaOC</b>	<b>l</b> : Sodyum Hipoklorit
<b>Ni-Ti</b>	: Nikel-Titanyum
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>Rpm</b>	: Dakikadaki Devir Sayısı ( Revolutions Per Minute)
<b>TIF</b>	: Tagged Image File
<b>US</b>	: Ultrasonik
<b>V</b>	: Poisson Oranı
<b>°</b>	: Derece

**%** : Yüzde  
**2D** : İki Boyutlu  
**3D** : Üç Boyutlu



## İÇİNDEKİLER

<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>i</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>v</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>vi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1. Genel Bilgiler .....	2
1.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler .....	2
1.2.1. ProTaper Universal Sistemi .....	3
1.3. Kanal Tedavisinde Başarısızlık .....	4
1.3.1. Enstrümantasyon Komplikasyonları .....	5
1.3.2. Basamak Oluşumu .....	5
1.3.3. Tıkanma .....	5
1.3.4. Apikal Transportasyon .....	6
1.3.5. Kök perforasyonu .....	6
1.3.6. Alet Kırılmaları .....	7
1.4. Kırık Kanal Aleti Olan Olgularda Tedavi Yaklaşımları .....	8
1.4.1. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri .....	8
1.5. Endodontik Tedavili Dişlerin Biyomekaniği .....	15
1.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (FEA) .....	17
1.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları .....	18
1.6.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları .....	18
1.7. Sonlu Eleman Stres Analizi İle İlgili Temel Kavramlar .....	19
1.7.1. Kuvvet .....	19
1.7.2. Gerilme (Stres) .....	19
1.7.3. Von Mises Stres .....	20
1.7.4. Gerinim (Strain) .....	20
1.7.5. Elastisite (Young's) Modülü .....	20
1.7.6. Poisson Oranı .....	20

1.7.7. Eleman (Element).....	21
1.7.8. Dügüm (Node) .....	21
1.7.9. Lineer Cisim.....	21
1.7.10. Homojen Cisim .....	21
1.7.11. İzotropik Cisim.....	21
1.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları .....	21
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>23</b>
2.1. Micro CT Analizi (Aşama 1).....	23
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi .....	24
2.3. Protaper F3 Eğelerinin Kök Kanalında Kırılması.....	25
2.4. Micro-CT Taraması (Aşama 2) .....	26
2.5. Kanallardan kırık alet çıkarma işlemlerinin uygulanması .....	26
2.5.1. Masseran kit tekniği .....	27
2.5.2. Ultrasonik Tekniği .....	29
2.5.3. By-pass Tekniği .....	30
2.6. Micro-CT Taraması (Aşama 3) .....	31
2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (FEA).....	31
2.7.1. Sınır Koşulları ve Yükleme koşulları.....	38
<b>3. BULGULAR .....</b>	<b>39</b>
3.1. Masseran Grubu.....	39
3.2. Ultrasonik Teknik Grubu .....	41
3.3. By-pass Grubu .....	44
<b>4. TARTIŞMA .....</b>	<b>48</b>
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>57</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>58</b>
<b>7. EKLER.....</b>	<b>70</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>72</b>

## ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

### **Kök Kanalında İki Farklı Seviyede Kırılmış Eğelerin Farklı Yöntemler İle Kök Kanalından Çıkarılmasının Diş Biyomekaniğine Etkisi:Stres Analiz Çalışması**

**Valiahad AHADOV**

**Endodonti Anabilim Dalı**

**DOKTORA TEZİ/KONYA-2021**

Bu çalışmanın amacı tek köklü alt premolar dişlerde iki farklı seviyede (apikal 4 ve 9 mm) kırılmış eğelerin üç farklı kırık alet çıkarma yöntemi (masseran, ultrasonik ve by-pass) ile çıkarılmasının dişin biyomekaniğine etkisini sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile değerlendirmektir.

Altı adet birbirine benzer alt premolar diş bilgisayarlı mikrotomografide (micro CT) tarandı. Standart giriş kaviteleri açıldı.ve çalışma boyları ile belirlendi. Daha sonra dişler Protaper Universal sistemi (Dentsply, Mailleffer, Switzerland) kullanılarak sırasıyla Sx, S1, S2, F1, F2, F3 eğeleri ile genişletildi. Her ege arasında 2 ml %2.5 NaOCl kullanıldı. Son şekillendirme eğesi olan F3 üzerinde, eğenin uç noktasından 4 ve 9 mm uzaklıkta çentikler açıldı ve bu eğelerin apikalde sıkışarak kırılması sağlandı. Böylece 4 ve 9 mm kırık alet içeren 3 test grubu oluşturuldu. Dişler bu şekliyle tekrar micro CT de tarandı. Operasyon mikroskobu (OMS2350 Dental Microscope, Zumax, China) altında ilk iki dişte Masseran kiti (Micro Mega, France), ile, ikinci grupta ultrasonik uçlar kullanarak (Satelec, Acteon group, France) üçüncü grupta ise by-pass işlemi uygulayarak kırık parçaların çıkarılması sağlandı. Dişler bu şekli ile tekrar micro-CT'de tarandıktan sonra elde edilen kesitler dijital ortamda üç boyutlu stres analiz modellerine dönüştürüldü. Elde edilen modellere dijital ortamda dikey olarak bukkal ve lingual kasp tepelerinden, açılı olarak ise kuronun bukkal yüzeyinin ortasından tek noktadan 90 ve 45 derece açı ile 300 N kuvvet uygulandı. Stres değerlendirmeleri Von Mises stres analizi ile ifade edildi.

Çalışmanın sonuçlarına göre stres dağılımı açısından, kontrol grubu ile alet kırığı olan veya alet kırığı çıkarıldıktan sonra oluşturulmuş modeller arasında fark izlendi. Dikey olarak yüklenen ve lateral olarak yüklenen modeller arasında da farklı stres birikimleri gözlemlendi. Lateral yükleme yapılan modellerde özellikle servikal bölgede stres artarken, dikey yükleme altında apikal bölgede daha fazla stres izlendi. Kök içinde metalik bir yapının varlığının, kök yapısı boyunca oluşan stresleri apikal yöne doğru arttırdığı ve bu artışın kırılan aletin uzunluğu ile doğrudan ilişkili olduğu izlendi. Kırık alet çıkarma tekniklerini bir biri ile kıyasladığımızda 9 mm kırık aletin masseran tekniği ile çıkarıldığı modelde daha fazla stres gözlemlendi. Ultrasonik ve by-pass teknikleri arasında benzer yoğunluklar gözlemlendi. Bu sonuçlara göre kök kanalında 9 mm ve daha uzun kırılmış aletin çıkarılması stresler açısından avantajlıdır ve çıkarma yöntemi olarak ultrasonik ve by-pass teknikleri tercih edilmelidir.

**anahtar sözcükler:** masseran, ultrasonik, by-pass teknik, operasyon mikroskobu, rotary eğeler, kırık alet, stres analizi, sonlu elemanlar stres analizi

## SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELÇUK UNIVERSITY

FACULTY of DENTISTRY

### **Effect Of Different Removal Techniques Of Files Which Were Broken At Two Different Levels Within The Root Canal On Biomechanics Of Tooth: A FEA Study**

**Valiahad AHADOV**

**Department of Endodontics**

**PHD THESIS/KONYA-2021**

The aim of this study was to evaluate the effect of different removal techniques (masseran, ultrasonic and by-pass) of files which were broken at two different levels (apical 4 and 9mm) on biomechanics of premolars by using finite element stress analysis (FEA) method.

Six lower premolar teeth with similar dimensions were screened on computerized microtomography (micro CT). Access cavities were prepared and working lengths were determined. The root canals were enlarged with Sx, S1, S2, F1, F2, F3 files randomly using Protaper Universal System (Dentsply, Maillefer, Switzerland). Two ml of 2.5% NaOCl was used between each file. Notches were created on the final shaping file F3 at 4 and 9mm from the and these files were squeezed in the apical to break. Thus, 3 test groups containing 4 and 9 mm broken instruments were formed. The teeth were then re-screened at the micro-CT. The separated files were removed by using with Masseran kit (Micro Mega, France), ultrasonic tips (Satelec, Acteon group, France) and by-pass technique under an operating microscope (OMS2350 Dental Microscope, Zumax, China). A final scan was done by micro-CT. The obtained sections were converted into three dimensional stress analysis models in digital environment. The obtained models were subjected to 300 Newton load vertically (from two nodes at occlusal surface) and laterally (from one node at buccal surface with a 90 and 45 degree angle). The stresses were expressed by Von Mises stress analysis.

According to the result of this study difference was observed in terms of stress distribution between the control groups, the models with fractured fragments or the models which the fragments were removed in. Different stress accumulations were also observed between vertically loaded and laterally loaded models. While stresses increased especially at the cervical region of the models with lateral loading, more stress was observed in the apical region under vertical loading. It has been also observed that the presence of a metallic structure in the root increases the stresses along the root structure towards the apical direction and this increase is directly related to the length of the separated file. More stress was observed in the model in which the 9 mm separated file was removed with the Masseran technique when compared with the separated file removal techniques. Similar stress accumulations have been observed between the models which ultrasonic and by-pass techniques were used. It has been observed that it is more appropriate to remove the long separated files, since they increase the tension inside the tooth. Ultrasonic or by-pass techniques should be preferred over the masseran kit technique in removing the broken instrument from the root canal.

**Key words:** masseran, ultrasonic tips, by-pass technique, operation microscope, broken rotary files, separated files, stress analysis, FEA analysis

## 1. GİRİŞ

Döner alet sistemleri endodonti pratiğinin en önemli buluşlarından biridir. Günümüzde gerek pratisyen gerekse uzman hekimler tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Konvansiyonel yöntemlerde olduğu gibi döner alet eğelerinin de kırılma riski mevcuttur ve alet kırığı kök kanal tedavisinin en önemli komplikasyonlarından biridir. Bu durumda kırık aletin çıkartılması, kırık parçanın by-pass edilerek yanından geçilmesi veya pulpanın dişin durumuna ve hangi aşamada kırıldığına göre eğenin yerinde bırakılması veya dişin çekimi seçenekleri düşünülebilir. Diş çekimi seçeneği gerek hasta gerekse hekim açısından kabul edilmesi zor bir karardır. Ayrıca çekim boşluğu ile oluşacak fonksiyon kaybının telafisi bir restorasyon veya implant gerektirdiğinden ekonomik açıdan da dezavantajlıdır. Bu sebeple hekimin önceliği kırık aleti çıkarmak ya da çıkarmaya çalışmak olmalıdır.

Alet kırığı kanal tedavisinin başlangıç aşamasında veya lezyonlu dişlerde oluşmuş ise tedavi olumsuz etkilenebilir. Özellikle apikal bölgede oluşmuş ise eğelerin çıkartılması çok daha zorlaşır. Ege çıkartma işlemleri dişe daha da zarar verebilir. Kırık aletin çıkartılması ya da kanal içerisinde bırakılması veya by-pass edilerek geçilmesi konusu literatürde detaylı tartışılmıştır. Günümüzde en yaygın kullanılan yöntem operasyon mikroskobu altında ultrasonikler (Madarati ve ark 2008) ve mikro tüp kullanarak kırık parçayı çıkarma şeklindedir (Ruddle 2002). Araştırmalarda ultrasonik tekniğin dar ve eğri kanallarda daha etkili bir ege çıkarma yöntemi olduğu ve daha az madde kaybına sebep olduğu belirtilmiştir (Sakaria ve Choksi 2014). Masseran kiti ise eski bir yöntem olmasına rağmen günümüzde halen en sık kullanılan sistemlerden biridir. Kırık aletin korondan ulaşılabilir olduğu durumlarda etkili olan bu yöntemde en büyük problem madde kaybı ve perforasyon riskidir (Souter ve Messer 2005). Kök kanallarının mükemmel şekilde yuvarlak olmadığı durumlarda kök kanal duvarı ile kırık alet arasında kalan boşluğu kullanarak by-pass işleminin uygulanması yine tercih edilen bir seçenektir (Borisova-Papancheva ve ark 2017). Tüm bu yöntemler kanal preparasyonuna ilaveten sağlam dentinde madde kaybı oluşturmaktadır. Bu durum dişin biyomekanik açıdan zayıflamasına sebep olabilir.

Sonlu Eleman Stres Analizi (FEA) yöntemi diş hekimliğinde sık kullanılan ve doğal şartların in vivo taklidinin mümkün olmadığı şartlarda dijital ortamda test olmasına izin veren bir yöntemdir (Geng ve ark 2001). FEA çalışmalarında test edilecek model ve şartlar bilgisayar ortamında hazırlanır ve analitik bir yöntemle parçalanan parçalar ve elemanlar ile oluşturulan örnekler dijital ortamda simüle edilir. Bu analizde ana model gerçeğe ne kadar uygun olursa, sonuçlar gerçek ortamda yapılacak testlere o kadar benzemektedir. Örneklerin

modellemesinde kullanılan en güvenilir yöntem olan Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Micro-CT), taranan örneğin üç boyutlu hale dönüştürülmesini sağlar.

Bu çalışmada alet kırılmasında oluşabilecek farklı senaryoların (aletin apikalde veya orta üçlüde kırılması), sonrasında tedavi aşamasında uygulanabilecek farklı tekniklerin (kırık aletin yerinde bırakılması, by-pass edilmesi, ultrasonikler ya da masseran kiti ile çıkarılması) kullanımına bağlı oluşacak madde kaybının, dişin biyomekaniğine etkisinin FEA yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

### **1.1. Genel Bilgiler**

Endodontik tedavi, kök kanallarının temizlenmesi, preparasyonu, kanal içi mikroorganizmaların elimine edilmesi ve prepere edilmiş kanal boşluğunun hermetik bir şekilde doldurulması işlemidir (Ingle ve Beveridge 1985). Aşamalardan herhangi birinde oluşan bir hata, hem sonraki aşamaları hem de dişin tedavisini olumsuz etkiler (Cohen ve Schwartz 1985).

Kanalın ideal şekilde preparasyonu, tedavideki sonraki basamaklar olan kanalın dezenfeksiyonu ve dolumunu etkileyen en önemli aşamadır (Peters 2004, Williamson ve ark 2009).

### **1.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler**

Kök kanal preparasyonunda kullanılan aletler karbon çelikten yapılmıştır ancak klinikte karşılaşılan problemler nedeni ile zamanla terk edilmiştir (Himel 2006). Sonraki dönemde uzun yıllar paslanmaz çelik kanal aletleri kullanılmıştır (Stenman ve Spngberg 1990). Farklı kesitler ve tasarımlar ile geliştirilen paslanmaz çelik eğelerin elastikiyet limitini aştığı durumlarda kırılma riski nedeni ile zamanla daha az tercih edilir olmuştur (Torabinejad ve Walton 2009). Sonraki yıllarda Ni-Ti eğelerin tanıtımı ile endodonti alanında büyük gelişme yaşanmıştır. Şekil hafızalı ve süper elastikiyet özellikleri ile ilk nesil Ni-Ti eğeler endodontide adeta bir devrim olarak nitelendirilmiştir (Thompson 2000). Ni-Ti eğelerin gelişimi ile döner alet sistemlerinin de yaygın kullanımı gündeme gelmiştir. Günümüzde farklı firmalar tarafından farklı üretim teknikleri ile geliştirilen farklı kesit, dizayn ve çalışma prensibine sahip onlarca ege ve döner alet sistemi mevcuttur. ProTaper Universal (Dentsply, Mailleffer, France) en yaygın kullanılan sistemlerden biridir.

### **1.2.1. ProTaper Universal Sistemi**

ProTaper Dentsply/Maillefer şirketleri ve birkaç endodontist tarafından dizayn edilmiş bir Ni-Ti eğe sistemidir(Ruddle 2002). ProTaper döner eğeler, K-eğeler konfigürasyonuna benzeyen bir tasarımına sahiptir ve enine kesit incelemesinde, U tasarımının olmadığı ve aletin şaftının kesme yüzeyi boyunca değişken konikliklere sahip olduğu gözlenmiştir (Ruddle 2001). Bu geometriye sahip döner aletlerin dentini daha etkin bir şekilde kestiği ve bu nedenle torsiyonel yükleri azaltabileceği iddia edilmiştir (Ruddle 2002).

ProTaper artan konik tasarımı, esnekliği, kesme verimliliğini ve güvenliğini önemli ölçüde arttırmaktadır (Berutti ve ark 2003). ProTaper aletlerinin bir başka özelliği, konveks üçgen kesiti ile ilgilidir. Bu özellik eğe ve dentin arasındaki dönme sürtünmesini azaltırken kesme etkinliğini de artırır (Berutti ve ark 2004). ProTaper eğe sistemi üç şekillendirme ve beş bitirme eğesi olarak toplam 8 egeden oluşmaktadır (Ruddle 2005).

#### **Şekillendirme eğeleri**

1 ve 2 numaralı şekillendirme eğeleri S1 ve S2 olarak adlandırılmış ve saplarında sırasıyla mor ve beyaz tanımlama halkaları vardır. S1 ve S2 eğeleri sırasıyla 0.17 mm ve 0.20 mm D0 çaplarına sahiptir ve D14 maksimum çapları 1.20 mm'ye yaklaşmaktadır. Yardımcı şekillendirme eğesi olan SX eğesi üzerinde tanımlama halkası olmayan altın renginde sapa sahip 19 mm boylarında bir egedir. SX eğesinin D0 çapı 0,19 mm ve D14 çapı 1,20 mm'ye yaklaşır. ProTaperin şekillendirme egelelerinin hepsi artan konikliğe sahiptir. Bu artış en fazla SX eğesindedir.

#### **Bitirme eğeleri**

F1, F2 ve F3 adlı üç bitirme eğelerinde, sırasıyla saplarında D0 çaplarına ve 20/07, 25/08 ve 30/09 apikal koniklere karşılık gelen sarı, kırmızı ve mavi tanımlama halkaları bulunur. Son olarak daha geniş kanalları şekillendirmek için F4 (40/06 ve F5 (50/05) enstrümanlar kullanıma sunulmuştur. Bitirme eğeleri D1'den D3'e sabit konikliğe sahip iken, D4'den D16'ya doğru azalan konikliğe sahiptirler. Bu şekilde

bir dizayn bitirme eğelerinin esnekliği artırır ve sürtünme bölgesini azaltır (Ruddle 2005) (Şekil1.1.).



Şekil 1.1. Protaper Universal Sistemi Eğeleri

### 1.3. Kanal Tedavisinde Başarısızlık

Başarılı bir endodontik tedavinin kırılmış, çürümüş, travma geçirmiş, uzun yıllar boyunca bozulmaya uğramış dişleri koruduğu gösterilmiştir. (Mordohai ve ark 2007). Endodontik tedavide başarı, çeşitli faktörlere bağlıdır. Sistematik bir derlemede kök kanal tedavisini takiben diş sağkalımı 2 ila 10 yıl arasında % 86 ile % 93 arasında başarı bildirilmiştir (Ng ve ark 2010). Ancak, endodontik tedavinin “başarı” kriterlerinin tutarlı bir şekilde tanımlanması üzerine literatürde bir fikir birliği yoktur. Kök kanal tedavisi genellikle tedavi kabul edilebilir standartların altına düştüğünde başarısız olur(Seltzer 1963, Sundqvist ve ark 1998). Endodontik tedavi görmüş bir diş, kök kanal tedavisinin başarılı sayılabilmesi için klinik olarak ve radyografik olarak değerlendirilmelidir.

Endodontik başarısızlığa neden olan genel faktörler şunlardır:

- İnatçı bakterilerin varlığı (kanal içi ve kanal dışı)
- Kanalın yetersiz doldurulması (kötü prepere edilmiş ve kötü doldurulmuş kanallar)
- Kök dolgu maddelerinin apikalden taşması
- Uygun olmayan koronal dolgu (sızıntı)
- Tedavi edilmemiş kanallar (geniş ve aksesuar kanallar)
- Yetersiz açılmış giriş kavitesi gibi iyatrojenik prosedür hataları

- Enstrümantasyon komplikasyonları (basamak, perforasyon veya alet kırılmaları) (Tabassum ve Khan 2016).

### **1.3.1. Enstrümantasyon Komplikasyonları**

Endodontik aksaklık veya prosedür kazaları tedavi sırasında oluşabilecek talihsiz olaylardır. Prosedürel kazalarının bazıları detaylara dikkat edilmemesinden kaynaklanırken, bazıları ise öngörülememektedir (Ingle ve Bakland 2002). Temizlik ve şekillendirme kavramlarının ardındaki mantığı kavrayamamak, basamak oluşumu, tıkanmalar, apikal transportasyonlar, perforasyonlar ve alet kırılmaları gibi gereksiz komplikasyonların ortaya çıkmasını artırabilir (Cohen ve Burns 2002).

### **1.3.2. Basamak Oluşumu**

Basamak oluşumu, periodontal ligament ile iletişim olmadan orijinal kanal eğriliğinden sapılması ile ortaya çıkan ve kanal enstrümantasyonu sırasında en sık gözlenen komplikasyonlardan biridir (Jafarzadeh ve Abbott 2007). Bu genellikle hekim preparasyonu tam çalışma boyunundan kısa olarak yaptığında ve kanal bu “kısa noktada” tıkanıldığında ortaya çıkar. Bu hatalı işlem kök kanalının gerçek yolundan sapmış bir şekilde farklı bir yol oluşturmaya başlayabilir (Nagy ve ark 1997). Basamak oluştuğunda genel olarak kök kanalının apikal bölgesi düzgün bir şekilde kemomekanik olarak temizlenip doldurulamadığı için basamak oluşmuş kanallarda sıklıkla endodontik tedaviden sonra devam eden periapikal patolojiye neden olur (Jafarzadeh ve Abbott 2007).

### **1.3.3. Tıkanma**

Dentin talaşları veya debris tarafından tıkanma, daha önce çalışma boyuna varılmış bir kanalda kök kanal sisteminin apikal kısmına tekrar erişimi ve tam dezenfeksiyonu önleyen bir engeldir. Kanaldaki dentin talaşları, pulpa dokusu artıkları ve eski kanal dolgu malzemelerinin kalıntıları tıkanmalara sebebiyet vermektedir (Lambrianidis 2006).

Kanal tıkanıklığının tipi kullanılan preparasyon tekniği ile ilgilidir. Tıkanmalar en fazla anti-kurvatür ve çevresel eğeleme ile kullanılan step-back tekniğinde, en az ise dengeli kuvvet tekniğinde görülmüştür (Al-Omari ve Dummer 1995). Pulpa dokusu apikal bölgede sıkıştırıldığında, preparasyonun esnasında yeterli

irrigasyon yapılmadığında ve kullanılan ege temizlenmeden tekrar kanala sokulduğunda da kök kanalında tıkanmalar oluşmaktadır (Lambrianidis 2006).

#### **1.3.4. Apikal Transportasyon**

Apikal transportasyon, kök kanalının fizyolojik apeksinin iyatrojenik olarak kökün dış yüzeyinde farklı bir konuma taşınmasıdır (Schilder 1974). Apikal transportasyon, giderek daha büyük ve daha sert enstrümanların çalışma boyunda kullanılması nedeniyle oluşur (Briseno ve Sonnabend 1991). Apikal transportasyon bir kere oluştuktan kanal orijinal şeklini kaybeder ve bu nedenle apikal bölgeye gutaperkayı ideal bir şekilde kondanse etmek mümkün olmaz (Ingle ve ark 2008).

#### **1.3.5. Kök perforasyonu**

Kök perforasyonu, kök kanal sistemi ile dişin destekleyici dokuları veya ağız boşluğu arasındaki yapay bir iletişimidir (Fuss ve Trope 1996). Döner alet eğeleri ile enstrümantasyonun aşırı derecede yapılması, kök kanal duvarında apikal veya strip perforasyonlara neden olabilir (Abou-Rass ve ark 1980). Ciddi etkileri olabilen kazara gelişen kök perforasyonları, endodontik tedavi görmüş dişlerin yaklaşık % 2 - % 12'sini oluşturur (Nicholls 1962, Farzaneh ve ark 2004). Kök perforasyonu oluştuğunda kök kanalından veya periodontal dokulardan veya her ikisinden kaynaklanan bakteriyel enfeksiyon dişin destekleyici dokularında da iltihaplanmalara neden olur. Bu durum iyileşmeyi olumsuz yönde etkiler. Buna bağlı olarak, dişlerde duyarlılık, apse ve kemikte rezorptif süreçleri içeren fistüllerle sonuçlanan ağrılı ve iltihabi durumlar gözlenebilir (Tsesis ve Fuss 2006). Kök perforasyonunun başarılı tedavisi , perforasyon alanının bakteriyel enfeksiyonu önleyecek veya ortadan kaldıracak şekilde onarılmasına bağlıdır (Tsesis ve Fuss 2006). Perforasyon boyutu, şekli, yeri, oluşmasından perforasyonun saptanmasına kadar geçen süre, bu bölgedeki gelişmiş enfeksiyonu kontrol etme potansiyelini etkiler. Apikal perforasyonları önlemek için eğimli kanallarda modern esnek Ni-Ti enstrümanların bol irrigasyon ve lubrikasyonla birlikte kullanılması önerilmiştir (Schäfer ve ark 2004).

### **1.3.6. Alet Kırılmaları**

Yüksek elastisitesi, güçlü yapısı ve kesme etkinliği (Peters 2004) ile sık kullanılan Ni-Ti döner alet sistemlerin de burkulma streslerine ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak kırılmaları mümkündür (Plotino ve ark 2009). Hatta Ni-Ti eğelerin kendi elastik limitleri içerisinde daha önce hiç bir deformasyon bulgusu olmamasına rağmen kırıldıkları da bildirilmiştir (Pruett ve ark 1997, Gambarini 2001). Hekimin deneyimi (Mandel ve ark 1999), rotasyon hızı (Sano ve ark 1974), kanal eğimi (Masserann 1971), tork (Yoldas ve ark 2004), ege dizaynı (Feldman ve ark 1974), eğenin tekrar tekrar kullanımı (Yared 2004), kök kanalının anatomisi, eğenin boyutları (Wu ve ark 2011) kırığa neden olan faktörler olarak bildirilmiştir. Araştırmalara göre döner ege sistemlerinde kırık olma sıklığı %0.9 – %5.1 'dir (Arens ve ark 2003, Alapati ve ark 2005, Shahabinejad ve ark 2013).

### **Döngüsel yorgunluk**

Döngüsel yorgunluk terimi, Ni-Ti aletlerinin eğimli kök kanalında sürekli rotasyonundan sonra kırılmasını tanımlamak için Messer grubu tarafından kullanılmıştır (Sattapan ve ark 2000). Döngüsel yorgunluk, klinik olarak kırılan Ni-Ti eğelerin yaklaşık %44 - %91'inin kırılmasının nedeni olarak gösterilmiştir (Spanaki-Voreadi ve ark 2006, Wei ve ark 2007). Bu tür yorgunluk izleri mikroskopik olarak meydana gelir ve aslında gözle görülmez. Döngüsel yorgunluğa, tekrarlanan çekme-sıkıştırma stresi neden olur (Fife ve ark 2004). Dönme hareketi, endodontik aleti kanalın eğimli kısmında hem çekme, hem de sıkıştırma gerilimine maruz bırakır (Fife ve ark 2004) Eğimli kanallara yerleştirilen eğeler deformasyona uğrar ve alet içinde stres oluşturur. Eğimli kanal içerisindeki her rotasyon hareketi, aletin bir tam gerilim-sıkıştırma döngüsüne girmesine neden olur (Fife ve ark 2004).

### **Burkulma Yorgunluğu**

Burkulmaya bağlı gelişen kırılma, ege ile kanal duvarı arasındaki temastan kaynaklanan tork, eğenin burkulma mukavemetini aştığında veya aletin ucu kanal içerisinde sıkıştığında üst kısmının dönmeye devam etmesi sonucunda oluşur (Campbell ve ark 2014). Esnek aletlerin burkulma yüküne karşı daha az dirençli olduğu varsayılmıştır (Wycoff ve Berzins 2012). Burkulma direnci, bir eğenin kırılmadan önce ne kadar bükülebileceğiyle ilgilidir. Döngüsel yorgunlukta ege

üzerinde çizgisel defektler oluşurken burgusal yorgunlukta daha çok yuvarlağımsı aşınma defektleri gözlenir (Campbell ve ark 2014).

#### **1.4. Kırık Kanal Aleti Olan Olgularda Tedavi Yaklaşımları**

Kök kanalında eğe kırıldığı zaman dişin prognozu genellikle kırığın kanal preparasyonunun hangi aşamasında oluştuğına, mikrobiyal kontaminasyonun derecesine ve kırık aletin kanal içerisinde konumuna göre değışir (Shahabinejad ve ark 2013). Kanal içerisinde kırık oluştuğunda genellikle cerrahi olan veya olmayan yaklaşımlar ile kırık aletin diş açısından tehlike olmayacak hale getirilmesi önemlidir.

Cerrahi olmayan teknikler 3 ana grupta toplanabilir (Shahabinejad ve ark 2013). Bunların ilk ikisi kırık aletin kanal içerisinde muhafaza edilmesine yöneliktir. Bu işlemler tam olarak kanal aletinin çıkarılması olarak adlandırılmaz. Birinci işlemde kanalın kırık parçaya kadar olan bölümü prepare edilir ve kanal dolgusu kırık alet yokmuş gibi doldurulur ve takip edilir (Vouzara ve ark 2018). İkinci stratejide ise apikal bölgeye ulaşmak üzere kalan aletin yanından preparasyon yaparak geçmek işlemidir. Buna by-pass işlemi denir (Adl ve ark 2017). Bu iki işlemin aksine üçüncü yaklaşım kırık aletin mutlaka kanaldan çıkarılması işlemi içerir (Ward ve ark 2003).

##### **1.4.1. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri**

Kırık alet çıkarma ile ilgili standart bir yöntem hala tam olarak mevcut olmamakla birlikte genel olarak ortograd veya cerrahi yaklaşımlar uygulanır. Ortograd yaklaşımlar aşağıdaki gibidir (Ward ve ark 2003, Parashos ve Messer 2006, Madarati ve ark 2013):

##### **Kimyasal Solüsyonlar Uygulanan Çıkarma Teknikleri**

EDTA'nın kullanımı, kırık aletlerin etrafında kök kanal duvarı dentinini yumuşatma yöntemi olarak, parçanın çıkarılması için eğelerin yerleştirilmesini kolaylaştıran bir yöntem olarak önerilmişti (Cattoni 1963). Bundan başka iyot triklorür, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfürik asit, iyot kristalleri, demir klorür çözeltisi, nitrohidroklorik asit ve potasyum iyodür çözeltilerde kullanılabilir (Hülsmann 1993). Ancak bu kimyasallar toksik etkileri sebebi ile kullanımdan çıkartılmışlardır.

## **Elektrokimyasal Çözünme Sağlayarak Kırık Alet Çıkarma Yöntemi**

Elektrokimyasal çözünme, kırık aletle doğrudan temas halinde bulunan florlanmış çözeltinin, parça korozyonunu hızlandıran bir elektrik akımı aldığı yenilikçi bir yöntemdir (Ormiga ve ark 2010). Bu yöntem çözeltiye daldırılmış iki elektrot gerektirir. Bundardan biri katot diğeri anot olarak hareket eder. Kırık alet ile anot olarak kullanılan elektrot arasındaki temas, kırılmış aletin çözülmesini sağlamak için çok önemlidir. İki elektrot arasında elektrokimyasal potansiyel farkı uygulanır. Elektronların anottan katoda göçü sonucu metalik iyonların çözülmesi sağlanır (Amaral ve ark 2018). Bu yöntemde çözelti olarak sodyum klorür ve sodyum florürden oluşan bir elektrolit kullanılmaktadır (Dufeu ve ark 2013).

### **Mini Forsepslerin Kullanımı**

Kök kanal sistemi içinde yeterli alan var ise ve kanal aleti kök kanalının koronalinde kırılmış ise Steiglitz forsepsi (Union Broach, York, PA) (Şekil 1.2.), Peet gümüş kon forsepsi (Silvermans, New York, NY) veya Endo Forseps (Roydent, Johnson City, TN) gibi aletler de kullanılabilir (Madarati ve ark 2013).



Şekil 1.2. Steiglitz forsepsi

### **Tirnerf ve Pamuk Tekniği**

Bu teknik kök kanalında çok sıkışmadan kırılmış tirnerflerin, daha küçük ebatlara sahip başka bir tirnerfe bir parça pamuk sarılarak kanal içinde sıkıştırılıp geri çekilerek çıkarılması yöntemidir (Feldman ve ark 1974, Madarati ve ark 2013).

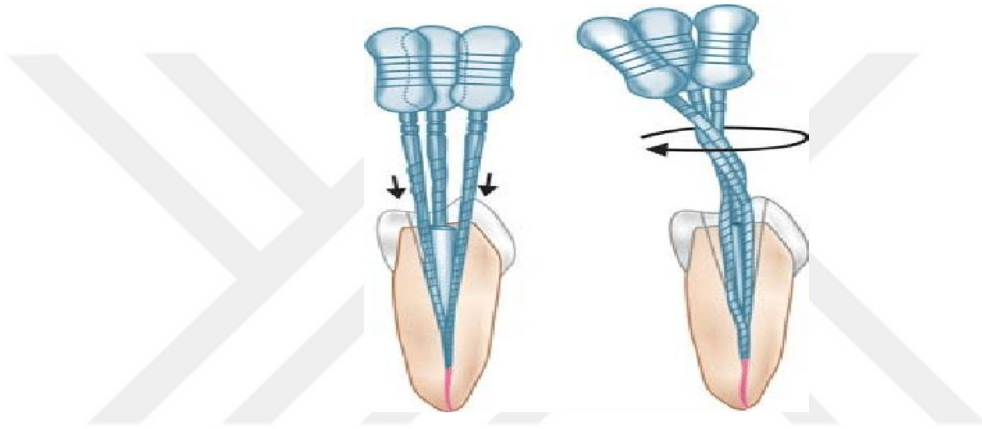
### **‘Wire Loops’ ( Tel Halka )**

Bu teknikte 0.14 mm'lik bir tel, 25 gauge'lik enjeksiyon iğnesinin içerisinden geçirilir, serbest kalan iki uça bir halka oluşturulur. Bu cihaz kök kanalında çok

fazla sıkışmamış kırık parçaların çıkarılması için kullanılabilir (Roig-Greene 1983). Bu tekniği uygulamayı sağlayan pek çok ürün piyasada bulunmaktadır. Örnek olarak BTR Pen (Cerkamed) , Endocowboy (Köhler) gibi aletler gösterilebilir (Dimitriu ve Amza).

### Endodontik Eğeler İle Örgüleme Tekniği

Bu yöntem, aletin kanalın gözle görülemeyecek kısmında ve iyi sıkışmamış şekilde kırıldığında, klinisyenin el hassasiyetiyle uygulayabileceği pratik bir yöntemdir (Shen ve ark 2004, Suter ve ark 2005). Bu amaçla H veya K tipi eğeler kullanılır (Şekil 1.3.).



Şekil 1.3. Örgüleme Tekniği (Madarati ve ark 2013)

### Post Removal Sistem

Ruddle sistemi (SybronEndo) olarak da bilinir ve 5 tüpten oluşur. En küçük tüpün dış çapı yaklaşık olarak 1.5 mm'dir. 0.6 mm ve ya daha büyük çapa sahip kırık aletlerin koronal kısmına mekanik olarak bağlantı sağlayacak iç yivlere sahiptir. Bu tüplerin dış çapı büyük olduğu için pulpa odasında kırılmış ve ya koronal olarak çok geniş kırık aletlerin çıkarılmasında sınırlı bir kullanım alanına sahiptir (Ruddle 2004).

### Canal Finder System

Canal Finder Sistemi (FaSociete Endo Technique, Marseille, France) bir başlık ve özel üretilmiş uçlardan oluşmaktadır (Levy 1990). Sistem, hız arttıkça azalan maksimum 1-2 mm genişliğe sahip vertikal hareketler uygulayarak aletin kanal içerisinden çıkmasını ya da by-pass edilmesini sağlar (Hülsmann 1993).

## Terauchi File Retrieval Kit

Bu sistem Terauchi ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir (Terauchi ve ark 2006, Terauchi ve ark 2007). Bu amaçla özel dizayn edilmiş enstrümanlar sıra ile kullanılmaktadır (iki kesme frezi, ultrasonik uçlar ve loop ) (Şekil 1.4.). Bu sistem laboratuvar çalışmalarında etkili bulunmuştur ve bir kaç klinik vakada kök kanalının apikal kısmında kırılan eğelerin kısa sürede çıkarılmasında etkili olduğu bildirilmiştir (Terauchi ve ark 2006, Terauchi ve ark 2007).



Şekil 1.4. Terauchi File Retrieval Kit

## Yumuşatılmış Gütta Perka İle Kırık Alet Çıkarma Tekniği

Rahimi tarafından 2009 yılında tanıtilen bu teknikte kırık alet yumuşatılmış gutta perka ile kanal içerisinden uzaklaştırılabilmektedir. Bu konservatif teknik gevşek kırık parçaların çıkarılmasında etkili olabilirken, kanalda sıkışmış kırık aletlerin çıkarılmasında diğer tekniklere üstünlük gösterememiştir (Rahimi ve Parashos 2009).

## Meitrac Sistemi (Endo Safety Sistemi)

Masseran kitine benzeyen bu sistem, aletin koronal kısmını açığa çıkarmak için bir trepan frezinden ve açıkta kalan ucun üzerine yerleştirilen ve siyanoakrilat yapıştırıcı ile bağlanan içi boş bir tüp çıkarıcıdan oluşur (Gettleman ve ark 1991, Wong ve Cho 1997).

## **Instrument Removal System**

Instrument Removal System, gümüş konlar, kor taşıyıcılı obturatörler veya kırık alet gibi kanal içi tıkanıklıklarında kullanılan bir sistemdir. Sistem 3 farklı çapta mikrotüp ve bunların içinde yerleşen vidadan oluşmaktadır. Sap kısmı siyah olan mikrotüp (dış çap:1mm, iç çap:0,80mm) geniş kanallarda veya dar kanalların koronal kısımlarında kırık bulunan dişlerde; kırmızı olan (dış çap: 0,80mm, iç çap:0,60mm) ve sarı olan mikrotüpler ise (dış çap: 0,60 mm, iç çap: 0,40 mm) apikal kısımlarda kırılmış alet olan dişlerde kullanılırlar (Ruddle 2004).

## **Masseran Kit ile Kırık Alet Çıkarma Yöntemi**

En bilinen ve sık kullanılan yöntemlerden biridir (Feldman ve ark 1974, Krell ve ark 1984). Masseran Kiti (Micro-mega, Besancon, Fransa), kanal içerisinde kırılmış metalik parçaların çıkarılması için özel olarak tasarlanmış 1.1-2.4 mm çapında trepan frezlerden ve dış çapı 1.2 mm ve 1.5 mm olan mikrotüplerden oluşur (Şekil 1.5.). Bu teknik, 30 yıldan uzun bir süredir kırık aletlerin, gümüş konların ve postların kök kanalından çıkarılmasında kullanılmıştır (Gencoglu ve Helvacioğlu 2009). Genel olarak Masseran kiti ile % 55'lik bir başarı oranı bildirilmiştir (Hülsmann 1993). Masseran tekniği anterior dişlerde % 73'lük bir başarı gösterirken, posterior dişlerde bu oran % 44 ile daha düşüktür (Friedman ve ark 1990, Okiji 2003). Trepan frezler kök kanal dentinini kesmek ve kırık parçanın koronal kısmının etrafında bir boşluk oluşturmak için düşük hızda saat yönünün tersine döndürülerek çalıştırılır. İçinde bir piston çubuğu olan ekstraktör tüpü, kırık aletin etrafında oluşturulan boşluğa yerleştirilir. Piston çubuğu ekstraktör tüpünün içinde döndürüldükçe kırık aleti tüpün duvarlarına sıkıştırır. Masseran tekniğinin bu kilitleme mekanizması, özellikle kanalda sıkışmış olan parçanın kavranması ve yerinden çıkarılmasında önemli bir retansiyon sağlar (Stabholz ve ark 1994, Gencoglu ve Helvacioğlu 2009).

Masseran kiti aslında etkili olmakla birlikte orta veya apikal üçlüde ve eğri kanallarda fazla dentin kaybına neden olarak dişi zayıflatması ve perforasyon riski oluşturması sebebiyle kullanılmamalıdır (Masseran 1971, Feldman ve ark 1974).



Şekil 1.5. Masseran Kiti

### Ultrasonik Uçlar Yardımı İle Kırık Alet Çıkarma Yöntemi

Ultrasonik Frekanslar, yaklaşık 20 kHz olan insan işitme aralığının üst sınırında salınan ses basıncı dalgalarıdır (Park 2013). Ultrasonikler diş hekimliğinde ilk önce kavite boşluklarının hazırlanmasında uygulanmışlardır (Catuna 1953, Balamuth 1967). US'in endodontide kullanımı ilk kez kök kanal tedavisi ve kök rezeksiyonu yapılarak 1957 senesinde Richman tarafından tanıtılmıştı (Richman 1957). Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan US frekans aralığı 25-42 kHz'dir (Lea ve Walmsley 2009).

Ultrases oluşturmanın, elektromanyetik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştüren manyetostriksiyon ve elektrik yükü uygulandığında boyutu değiştiren bir kristalin kullanıldığı piezoelektrik gibi iki temel yöntemi vardır (Stock 1991).

Ultrasonikler endodontide:

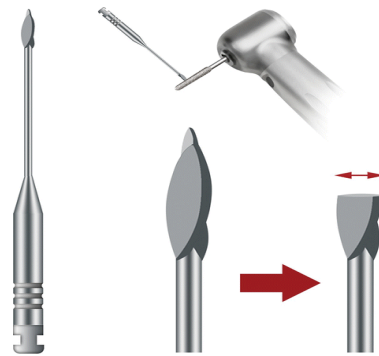
- a) Kök kanallarına ulaşımın iyileştirilmesi, kalsifiye kanalların bulunması ve pulpa taşlarının uzaklaştırılması;
- b) Kanaliçi tıkanıklıkların giderilmesi (kırık aletler, gümüş konlar ve kırık metal postlar);
- c) İrrigasyon solüsyonlarının etkinliğinin artırılması;
- d) Guta-perka kondensasyonu;
- e) Mineral trioksit agregatının (MTA) yerleştirilmesi;
- f) Cerrahi endodonti: Kök ucu kavite hazırlanması ve kök ucu obtürasyon materyalinin yerleştirilmesi;

g) Kök kanal preparasyonu gibi bir çok durumlarda kullanılır (Plotino ve ark 2007).

Ruddle ve ark. (1997) Gates Glidden frezler ve ultrasonik uçlar yardımı ile operasyon mikroskobu altında kanal aleti çıkarma tekniğini tanıtmıştır. Bu metot in vivo ve in vitro çalışmalarda başarılı bir teknik olarak bildirilmiştir (Ward ve ark 2003). Kırık aletleri çıkarmak için ultrasonik kullanımı genellikle başarılıdır. Bu teknikle ilgili % 54,4 (Nevares ve ark 2012) ve % 93,3 (Gencoglu ve Helvacioğlu 2009) gibi yüksek başarı oranlarını bildiren çalışmalar mevcuttur. Shahabinejad ve ark. (2013), kök kanalından kırık aletin çıkarılmasında ortalama 36 dk'lık bir sürede ultrasonik kullanımının %80 başarılı olduğunu rapor etmişlerdir.

### Ultrasoniklerin uygulanması

En son çalışmalar Ruddle tekniğini (Ruddle 2002) yakından takip eden veya değiştiren bir ultrasonik alet çıkarma yöntemi kullanmaktadır. Bu teknikte ilk olarak kırık aletin koronal bölümünde bir "çalışma platformu" oluşturmak için modifiye edilmiş Gates Glidden (GG) frezleri kullanılır (Şekil 1.6.). Modifiye GG elde etmek için yüksek hızlı düz fissür elmas ile GG frezinin ucu enine kesitinin en kalın olduğu yere kadar kesilir. Modifiye edilmiş GG frezi daha sonra kanalda 300 rpm hız ile kırık parçanın koronal kısmına hafifçe temas edene kadar çalıştırılır (Ward ve ark 2003). Ultrasonik ucun kırık parçaya kadar ulaşabilmesi için çalışma platformu oluşturmakta 2-4 numaralı GG frezleri kullanılmalıdır. Çalışma platformu oluşturulduktan sonra ultrasonik uç kırık parçanın üst kısmında susuz bir şekilde saat yönünün tersi yönünde çalıştırılır ve kök kanalından gevşeyerek çıkartılması sağlanır.



Şekil 1.6. Modifiye Gates Glidden frezi

## **By-Pass Tekniği**

Kırık aletlerin çıkarılmasının potansiyel komplikasyonları göz önüne alındığında, kırık parçayı by-pass etmek de uygun bir tedavi seçeneği olabilir. By-pass işlemi, kırık alet ile kök kanal dentini arasına ince bir el eğesinin eklenmesi ile tam çalışma uzunluğuna varılması işlemidir. Bu teknik kırık aletli dişlerde düzgün kök kanal preparasyonu ve dolumu olan kanal tedavisi yapılmasını amaçlar (Madarati ve ark 2013). Kırık parça bu işlemde yerinde kalır ve daha sonra kök kanal dolum aşamasına dahil edilir. Bu yöntem, daha konservatif olduğu ve kök kanal dentinine daha az zarar verdiği için birçok klinik durumda uygun tedavi seçeneği olarak kabul edilir (Shen ve ark 2004, Jadhav 2014). Kök kanalları genel olarak mükemmel şekilde yuvarlak olmadığı için kök kanal duvarı ile kırık alet arasında kk bir boşluk kalır ve bu da by-pass işleminin uygulanmasına izin verir (Borisova-Papancheva ve ark 2017). Bu nedenle kırık aleti by-pass etmek genel olarak başarılı bir yaklaşım olarak kabul edilmiştir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Nevares ve ark 2012). Dahası, çoğu durumda, bir kez by-pass edildikten sonra, kırık alet başarıyla çıkarılabilir (Cuj ve ark 2010). Kırık parçanın kök kanalında gevşemesine neden olduğundan bu teknik, kırık alet çıkarmada ilk adım olarak da düşünülebilir (Suter ve ark 2005, Cuj ve ark 2010, Rambabu 2014).

### **1.5. Endodontik Tedavili Dişlerin Biyomekaniği**

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin sağkalım oranı, tedavinin tüm aşamaları (Amade ve ark 2013, Rodrigues ve ark 2017) ve dişlerin restorasyonu ile doğrudan ilişkilidir (Soares ve ark 2012, Rodrigues ve ark 2017). Araştırmalar endodontik tedavili dişlerin mekanik özelliklerinde bir takım değişiklikler olduğunu göstermiştir (Doyon ve ark 2005, Soares ve ark 2007). Bu değişikliklerin ve dişlerin zayıflamasının dişin bütünlüğünün bozulması ile ilişkilendiren pek çok çalışma mevcuttur (Kishen ve Asundi 2005). Reeh ve ark. (1989) oklüzal kavitenin diş bütünlüğünü %20 oranında bozarken, bir MOD kavitenin %63'e kadar bozduğunu belirtmiştir. Koronal yapının varlığı, sistemin biyomekanik davranışını iyileştirebilir, köke stres iletimini azaltabilir ve bu dişlerin kırılma mukavemetini artırabilir (Watanabe ve ark 2012, Roscoe ve ark 2013). Koronal yapı olmadığında, stres dağılımı farklı gelişir ve dişlerde tamir edilemez vertikal kırıkların oluşma riski

artabilir (Corrêa ve ark 2018). Endodontik giriş kavitesi tüm bu madde kaybına ilaveten dişi daha da zayıflatabilir (Reeh ve ark 1989, Pantvisai ve Messer 1995).

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin dikey kök kırıklarına da yatkın olduğu ileri sürülmüştür (Tamse ve ark 1999, Touré ve ark 2011). Önemli miktarda kök dentininin çıkarılmasıyla sonuçlanan veya kök dentini içinde mikrodefektler oluşturan iyatrojenik ve noniyatrojenik faktörler, endodontik tedavi görmüş dişlerdeki kırıkların eğilimini artırabilir (Joffe 1992). Kök kanal morfolojisindeki herhangi bir büyük değişiklik, çevresel dentin kaybı, değiştirilmiş kanal eğriliği ve değiştirilmiş kanal enine kesit konfigürasyonu, kök dentin içindeki fonksiyonel stres dağılımının doğasını değiştirebilir ve daha sonra bu tür dişlerde vertikal kök kırığına karşı dayanım azalabilir (Sathorn ve ark 2005). Fiziksel özellik değişiklikleri esas olarak kanal preparasyonu sırasında kök dentin kollajen matrisi ve inorganik bileşenlerinin çıkarılması nedeniyle oluşur (Tartari ve ark 2018). Enstrüman ve kanal duvarı arasındaki 300 rpm üzerindeki hareket hızı ile çok sayıda anlık temas, dentinde stres toplama alanları oluşturur ve dentinal defektleri ve mikro çatlaklara neden olabilir (Kim ve ark 2010).

Kök kanal preparasyonu çalışma boyundan uzun çalışıldığında apikalde kök çatlaklarına neden olarak kök yapısı zayıflayabilir (Adorno ve ark 2009). Kanal duvarındaki düzensizliklerin giderilmesi ve kanal uzunluğu boyunca düzgün, yuvarlak bir kanal şeklinin oluşturulması, daha düzgün bir stres dağılımı ve daha düşük stres alanları oluşturabilir (Sathorn ve ark 2005). Köklerin yaklaşık % 25'inde bulunan oval şekilli kanallar, hem kanal preparasyonunun etkinliği, hem de kırılma duyarlılığı ile ilgili problemler doğurmaktadır (Wu ve ark 2000). Kök kanallarının bukkal ve lingual uzantılarındaki dar eğrilik yarıçapı, bu konumların stres toplanma bölgeleri olarak hizmet ettiği anlamına gelir (Sathorn ve ark 2005). Kök kanalının preparasyonu sonrasında bu dar eğriliklerin ve kanal içi düzensizliklerin ortadan kaldırılması dişin kırılmaya karşı direncini arttırmaktadır (Versluis ve ark 2006).

Biyomekanik davranışını anlamak kanal tedavisi yapılmış dişlerin başarısızlığına neden olan faktörlerini açıklığa kavuşturmak için çok önemlidir. Her ne kadar dişhekimliği alanında pek çok farklı stres analizi yöntemi kullanılsa da (Assunção ve ark 2009), laboratuvar testiyle ilişkili sonlu eleman analizi gibi zararsız

testlerin kullanılması, test edilen sistemin davranışına ek olarak ortaya çıkan olayların daha iyi anlaşılmasını sağlar (Sagsen ve ark 2013).

### **1.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (FEA)**

Sonlu Elemanlar Stres analizi (FEA), mekanik, inşaat ve havacılık mühendisliği ile ilgili yapısal analiz zorluklarına yardımcı olmayı amaçlayan bir teknolojidir. FEA ilk olarak 1943 yılında R.Courant tarafından geliştirilmiştir (Shetty ve ark 2010). Diş hekimliği alanında ise ilk olarak 1970'lerin başında uygulanmıştır ve diş materyallerinin ve biyolojik yapıların biyomekanik davranışlarını analiz etmek için gün geçtikçe daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır (Nagasawa 2007, Tajima ve ark 2009).

FEA temel olarak herhangi bir geometride herhangi bir yapının elementler ile oluşturulmuş matematiksel modeli üzerinde streslerin yoğunluğunu ve dağılımını analiz eden bir tekniktir (Gultekin ve ark 2012). Oluşturulan model düğümler aracılığıyla birleştirilen sonlu elemanlardan oluşur (Chen 2012). FEA yönteminde stres analizi için yapının kuvvete maruz kalması gerekir (Hu ve ark 2010). Bu metodoloji, karmaşık bir geometriyi, başlangıç modelinin aynı özelliklerine sahip, basit geometrilere sahip sınırlı sayıda öğeye indiren bir yöntem olması sebebi ile tercih edilir. Tüm sonlu elemanlar diferansiyel denklemlerle tanımlanır ve sonuçların elde edildiği matematiksel modellerle çözülür (Prado ve ark 2014). Bu yöntemde güvenilir bir sonuç elde etmek için çalışma modelini gerçeğe en yakın şekilde oluşturmak esastır (Belli ve ark 2011).

Diş Hekimliğinde, FEA'nın çeşitli uzmanlık alanlarında uygulamaları vardır (Middleton ve ark 1996); ortodontik alanda diş hareketini (Tanne ve ark 1989, kraniofasial kompleks üzerindeki ortopedik kuvvetlerin etkisini, implantlar üzerindeki mekanik yüklerin etkisini ve adli uygulama için modellerin oluşturulmasını değerlendirmeyi sağlar (Raul ve ark 2008). FEA endodontide, oklüzal çiğneme yüklemesi sırasında parametreleri doğrudan ölçülemeyen dişlerin biyomekanik özelliklerinin sayısal olarak değerlendirilmesi için kullanılmıştır (Holliday 2011). Ağız boşluğunun klinik yapısındaki simülasyon, örneğin diş yapısında değişiklik, uçların eğilmesi ve endodontik olarak tedavi edilen dişler ile tedavi edilmemiş dişler arasındaki gerilme mukavemetinin karşılaştırılması FEA tarafından mümkün kılınmıştır (Eraslan ve ark 2011). Yine farklı kanal eğeleri ile

preparasyon yapılmış tek köklü dişlerde kırılma açısından stres yoğunluk bölgeleri FEA analizi ile incelenmiştir (Eken ve ark 2016).

Endüstride kullanılan FEA analizlerinde genellikle iki tür model kullanılır: İki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modelleme. 2D modelleme, analizin normal bir bilgisayarda yapılmasına izin veren, daha az doğru sonuçlar gösteren, iki boyutlu basit bir analiz yöntemidir (Shetty ve ark 2010). 2D FEA, özellikle karmaşık yapıların biyomekanik davranışlarının araştırılmasında bazı sınırlamalara maruz kalmaktadır (Romeed ve ark 2006). 3D modeller son zamanlarda daha tercih edilir olmuştur. Bunun sebebi de 3D modellerin daha basit olan 2D modellere göre gerçeğe daha yakın olması ve biyolojik yapıları daha iyi taklit edebildiği için gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesini sağlaması olarak açıklanmıştır (Tajima ve ark 2009).

#### **1.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları**

- Süperimpoze yapıların görüntülenmesini sağlar,
- Kraniyofasiyal yapıların anatomik ve maddesel özelliklerinin değerlendirilebilmesini sağlar,
- Uygulanan bir kuvvetin büyüklüğünü ve yönünün bulunmasını sağlar,
- Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları sağlar
- Analiz edilen materyallerin fiziksel özelliklerine zarar vermez,
- İşlemlerin tekrarlanması kolaydır,
- İnvaziv olmayan bir modelleme tekniğidir,
- Hem statik hem de dinamik analizler yapılabilir,
- Daha az zaman alıcı bir yöntemdir,
- Canlı üzerinde yapılan deneylerin çoğunun bilgisayar ortamında yapılmasına olanak sağlar(Reddy ve ark 2019).

#### **1.6.2.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları**

- Bilgisayar, istatistik ve mekanik konusunda kapsamlı bir bilgiye sahip olmak gerekir. Bu konularda yetersiz bilgi yanlış yorumlara ve yanıltıcı sonuçlara sebep olabilir (Reddy ve ark 2019).

- Gerçeğe uygun model oluşturmak gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek açısından önemlidir. Ancak en gerçeğe yakın model bile sonuçta bir simülasyondur. Bu da önemli bir limitasyondur (Belli ve ark 2011),
- Bu teknikte bütün yapılar homojen olarak kabul edilmek zorundadır ancak biyolojik yapılar homojen değildir (ör. Dentinin yapısı)

## 1.7. Sonlu Eleman Stres Analizi İle İlgili Temel Kavramlar

### 1.7.1. Kuvvet

Simgesi N (Newton) olan kuvvet, cismi hareket ettirip, durdurup, yönünü ve şeklini değiştiren etkiye denir (Asaro ve Lubarda 2006). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kuvvet faktörü vektoral olmakla birlikte, belirli yön ve şiddette uygulanmaktadır (Asaro ve Lubarda 2006).

### 1.7.2. Gerilme (Stres)

Birim alanına düşen kuvvet miktarı stres olarak bilinmektedir. Bir nesneye kuvvet uygulandığında nesne içerisinde kuvvetin tersi yönünde ve aynı miktarda stres oluşmaktadır (Smith 1993).

Stres birimi Paskal ( $P=N/m^2$ ) olmasına rağmen, diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizinde büyük kuvvetler uygulandığından dolayı gerilme birimi Megapaskal ( $1MPa = 1 N/ mm^2$ ) olarak kullanılmaktadır (Maurer ve ark 2002).

Formülü:  $Stres S = Kuvvet / Alan$

Gerilmeler üç tip olarak tanımlanmaktadır: çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear).

1. Çekme stresi: Çekme stresi bir nesneyi uzatan veya geren yükün oluşturduğu deformasyona karşı oluşan kuvvettir.
2. Sıkıştırma stresi: Bir nesneyi sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı nesne içerisinde oluşan iç kuvvetlere sıkıştırma stresi denmektedir.
3. Makaslama stresi: Kuvvet uygulaması zamanı bir nesnenin moleküllerinin birbiri üzerinden kaymasına karşı oluşan streslere makaslama stresi denmektedir.

### 1.7.3. Von Mises Stres

Von Mises stresleri nesnenin şekil değiştirme enerjisi olarak bilinen enerji hipotezidir. Başka bir ifade ile nesnenin deformasyonunun başlangıcındaki gerilim değeridir. Kırılgan nesnelere için principal gerilim değerleri daha önemli iken, çekilebilir nesnelere için ise Von Mises stresleri daha çok önemlidir (Ichikawa ve ark 1997). Nesnelere çok eksenli kuvvet uygulandığı zaman nesnede plastik deformasyonun olup olmadığını belirlemek için Von Mises stresi kullanılmaktadır (Ichikawa ve ark 1997).

### 1.7.4. Gerinim (Strain)

Gerinim, nesneye uygulanan kuvvet sonucunda nesnenin birim boyutunda oluşan boyutsal değişimdir. Gerinim bir ölçü birimine sahip değildir. Gerilme yönü ve büyüklüğü olan kuvvet ise, gerinim yalnız bir büyüklüktür (Craig ve Power 1997).

$$\varepsilon = \text{Gerinim}$$

$$\Delta L = \text{Boyutsal değişim}$$

$$L = \text{Cismin ilk uzunluğu}$$

$$\varepsilon = \Delta L / L$$

### 1.7.5. Elastisite (Young's) Modülü

Cisme uygulanan kuvvetin ortadan kalkması ile ilk haline dönme durumuna elastisite, kuvvetin kaldırılması ile ilk haline dönen cisme ise elastik cisim denir.

Birimi Gigapaskal(GPa) olup, kg/cm<sup>2</sup> cinsinden ölçülen, materyalin sertliğinin ölçüsünü veren elastisite modülü, gerilmenin gerinime olan oranıdır (Wakabayashi ve ark 2008). Cisim, ne kadar yüksek elastisite modülüne sahip ise, bir o kadar az deformasyona maruz kalır (Wakabayashi ve ark 2008).

$$\text{Elastiklik Modülü} = \text{Gerilme/gerinim}$$

### 1.7.6. Poisson Oranı

Elastik sınırları dahilinde cisimler, çekme kuvvetlerine maruz kaldıklarında, kuvvet yönünde uzama, diğer yönlerde ise kısıalma gösterirken, sıkışma kuvvetlerinde ise kuvvet yönünde kısıalma, diğer yönlerde ise kalınlaşma

görülmektedir (KÜÇÜKKURT 2019). Cisim üzerinde oluşan bu değişim Poisson oranı olarak ifade edilmektedir.

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki birim uzama} / \text{Boydaki birim uzama}$$

#### **1.7.7. Eleman (Element)**

FEA’de modeller, sonlu sayıda ‘eleman’ adı verilen yapılara ayrılmaktadırlar. Geometrik olarak üçken, dörtken veya paralel kenar şekline sahip olan elemanların sayısı ne kadar fazla olur ise, yapılacak analizin sonuçları bir o kadar gerçeğe yakın olur (HANCI ve ark 2000).

#### **1.7.8. Düğüm (Node)**

FEA’de modeller elemanlara ayrılır ve bu elemanların birleştiği noktalar ‘düğüm’ olarak ifade edilir. Elemanlarda kuvvet sonucu oluşan değişiklikler düğüm noktasındaki değişiklikleri de etkiler ve FEA’nın prensibinde bu değişikliklerin çözümlenerek analiz edilmesi amaçlanır (GÜLER ve Sadri 2015).

#### **1.7.9. Lineer Cisim**

Basitçe, gerilme ve gerilmeye bağlı olarak gelişen uzamanın doğru orantıda olduğunun kabul edilmesidir (HANCI ve ark 2000).

#### **1.7.10. Homojen Cisim**

Cismin bütün noktalarında elastik özelliklerinin eşit olduğunun kabul edilmesidir (Korkmaz 2008).

#### **1.7.11. İzotropik Cisim**

Cismin, farklı koşullarda eşit elastik özelliklerine sahip olduğunun kabulüdür. Bununla da, stres-strain ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir (HANCI ve ark 2000).

### **1.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları**

- Değerlendirilmesi gereken fiziksel bir sorunu temsil eden modelin doğrudan FEA bilgisayar programında veya bilgisayar destekli geliştirilmesi
- Ağ oluşturma programları ile yapının sonlu elemanlara bölünmesi
- Elemanın özelliklerinin formüle edilmesi

- Yapının sonlu eleman modelini elde etmek için elemanların bir araya getirilmesi
- Sınır koşullarının belirlenmesi
- Kuvvetin uygulanması
- Düğüm yer değiştirmesini belirlemek için eşzamanlı doğrusal cebirsel denklemlerin çözümü
- Gerilmelerden kaynaklanan gerilmelerin hesaplanması ve yorumlanması (Assunção ve ark 2009).



## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından desteklenmiş (No: 19202050) ve Selçuk Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonunu tarafından 09.05.2019 tarihli etik kurul kararı ile onaylanmıştır. Çalışmanın mikro-CT taraması aşaması İnönü Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde (Malatya) modelleme ve stres analizi aşamaları ise Ay Tasarım Ltd. Şirketi'nde (Ankara) yapılmıştır.

Bu çalışmada 6 adet birbirine benzeyen farklı sebeplerden dolayı çekilmiş tek köklü ve tek kanallı alt premolar dişler kullanıldı. Dişlerin benzerlikleri uzunluk, bukkolingual, meziodistal boyutları ölçülerek değerlendirildi (diş boyu:  $22.5 \pm 0.1$  mm; mezyal-distal:  $2 \pm 0.1$  mm; bukkal-lingual:  $5 \pm 0.1$  mm). Seçilen dişler bukkolingual ve meziodistal açılardan periapikal röntgenler çekilerek benzerlik açısından radyografik olarak da değerlendirildi.

### 2.1. Micro CT Analizi (Aşama 1)

Seçilmiş dişlerin nemli ortamda transferi sağlandı ve 1den 6 ya kadar numaralanan dişler önce kök uçları aşağı gelecek şekilde SkyScan 1172G Micro-CT (Kontich, Belgium) cihazının tutucu tablasına yerleştirildi (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. SkyScan 1172G Micro-CT (Kontich, Belgium)

Bu cihazla 100 kV güçle, 100 mA akım ile, 11 megapiksel kamera yardımı

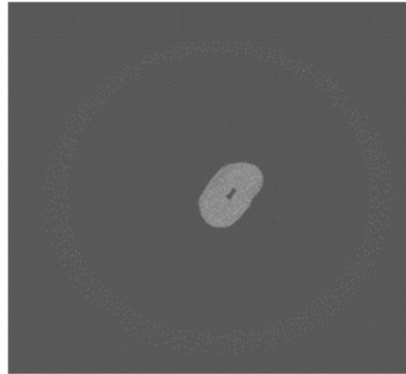
ile, her bir örnekten 13,6 piksel boyutuna sahip 2000 x 2000 piksel çözünürlüğünde toplam 1752 kesit elde edildi. Bu işlem sırasında kullanılan parametreler aşağıdaki tabloda görülmektedir (Tablo 2.1.).

Tablo 2.1. SkyScan 1172G Micro-CT (Kontich, Belgium) kesit elde edilirken kullanılan parametreler

<b>Elektrik Voltajı (kv)</b>	<b>100</b>
<b>Elektrik Akımı (<math>\mu</math>A)</b>	<b>100</b>
<b>Görüntü Piksel Boyutu (<math>\mu</math>m)</b>	<b>13,6</b>
<b>Kesit Sayısı</b>	<b>1752</b>
<b>Rotasyon Açısı</b>	<b>180</b>
<b>Görüntü Çözünürlüğü</b>	<b>2000x2000</b>
<b>Filtre</b>	<b>Al+Cu</b>

Elde edilen görüntüler TIF ( Tagged Image File) formatında kaydedildi.

Kesit görüntüleri NRecon volümetrik rekonstrüksiyon yazılımına yüklendi (v1.6.6.SkyScan, Kontich, Belgium) ve BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedildi.



Şekil 2.2. Micro-CT taraması ile elde edilen BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedilen kesit görüntüleri

## 2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Her bir dişin elmas rond frez ile koronal giriş kavitesinin açılmasını takiben 15 no'lu K tipi paslanmaz çelik eğe (Mani Inc. Japan) kullanılarak apekten 1 mm kısa kalacak şekilde çalışma boyu belirlendi ve preparasyon işlemlerine başlandı.

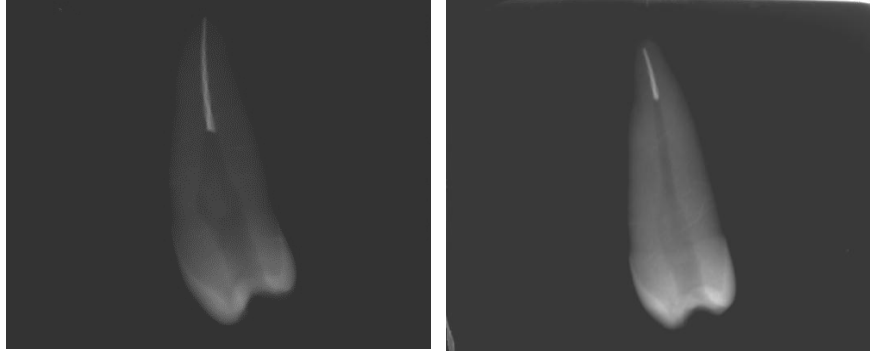
Toplam 6 dişin kök kanalı VDW.SILVER endomotor (VDW GmbH, Munich, Germany)(şekil 2.3.) kullanılarak Crown-down yöntemi ile Protaper Universal Ni-Ti eğe sistemindeki (Dentsply, Tulsa Dental, OK, ABD) sırası ile Sx, S1, S2, F1 ve F2 eğeleri kullanılarak şekillendirildi . Kök kanalları, her alet kullanımından sonra 30 no'lu enjektör yardımı ile 2ml. %2.5'lik NaOCl ile yıkanmıştır.



şekil 2.3. Çalışmada kullanılan VDW.SILVER endomotor

### 2.3. Protaper F3 Eğelerinin Kök Kanalındaki Kırılması

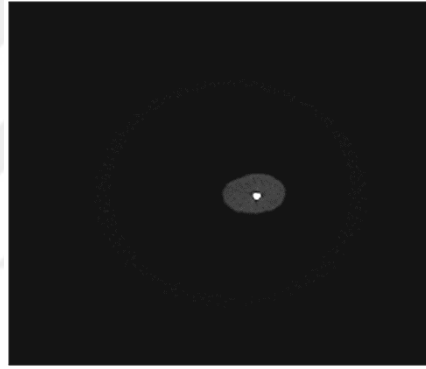
Kullanılacak Protaper F3 eğelerinin uçlarından 4 ve 9 mm'lik kısımlarına elmas separe yardımı ile çentikler atıldı. Daha sonra eğeler kök kanalı içerisine yerleştirilip, endomotor maksimum hız ve torkta çalıştırılarak eğelerin kırılması sağlandı. Kırılan eğelerin konumları radyografik olarak da kontrol edildi Böylece 3 adet 4 mm ve 3 adet 9 mm kırık eğe içeren örnek elde edildi (şekil 2.4.).



Şekil 2.4. Kök kanalında 4mm ve 9mm uzunlukta kırılan eğe içeren örneklerin radyografik görünümü.

#### 2.4. Micro-CT Taraması (Aşama 2)

Eğe kırılmış örnekler tekrar Malatya İnönü Üniversitesine gönderilmiş ve ilk aşamadaki prosedürler tekrar uygulanmıştır (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. İkinci Micro-CT taraması ile elde edilen BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedilen kesit görüntüleri

#### 2.5. Kanallardan kırık alet çıkarma işlemlerinin uygulanması

Bu aşamadan önce her kırık eğe içeren diş grubu eğenin çıkarılma yöntemine göre 3 alt gruba ayrıldı (Masseran kiti, Ultrasonik uygulama ve by-pass tekniği). Tüm dişlerde kırık aletlerin çıkarılması işlemi operasyon mikroskobu (OMS 2350, Zumax, Jiangsu, China) ile büyütme işlemi altında aynı operatör tarafından gerçekleştirildi. Kırık aleti çıkarabilmek için masseran kiti ve ultrasonik teknikleri kullanılacak olan örneklerde ilk önce kırık parçaya kadar düz bir 'çalışma platformu' oluşturuldu. Bu amaçla 3' numaralı Gates Glidden frezi su soğutması altında frezin en kalın orta noktasından kesildi. Kesilerek modifiye edilmiş Gates glidden frezi 300 rpm hızla su soğutması altında kırık parçaya kadar mikro motor ile kullanılarak dişte bir 'çalışma platformu' oluşturuldu (Ruddle 2004, Souter ve

Messer 2005). Kök kanalı serum fizyolojik ile yıkandı ve kağıt konlar(Dentsply Maillefer, Ballagiues, İsviçre) ile kurulandıktan sonra kırık parça operasyon mikroskobu altında incelendi (Şekil 2.6.).



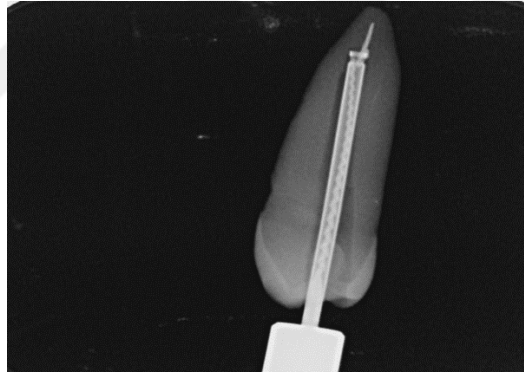
Şekil 2.6. Çalışmada kullanılan Zumax OMS 2350 operasyon mikroskobu

### 2.5.1. Masseran kit tekniği

Öncelikle dişte kırık aletin operasyon mikroskobu ile görülebilirliği sağlandıktan sonra kök kanalının apikalinde 4mm veya 9mm uzunluğunda kırılmış aletin çıkarılması için Masseran kiti (Micro-Mega, Besançon, France)(Şekil 2.7.) uygulandı. (rnek 1 ve 2). Maserann kiti trepan frezler ve ekstraktrden oluşur. 1,1 çaplı trepan frezi 4 mm kırık alet içeren dişte uygulanırken 1,2 çaplı frez 9 mm kırık alet içeren dişte uygulandı. Elektrikli mikromotora yerleştirilen trepan frezi (40.000 RPM) 75:1 redüksiyonlu angudruva ile (Ax's Endo, MicroMega, France) 300 rpm sabit hızda saatin tersi yönünde döndürülerek kullanıldı. Trepan frezle kırık aletin etrafında 2-3 mm'lik boşluk oluşturuldu. Bu aşamada oluşturulan boşluğun ekstraktörün kırık parçayı tutup sıkıştıracak kadar olmasına dikkat edildi. Ekstraktör kırık aletin açığa çıkarılmış kısmına yerleştirildi ve sıkıştırma vidası ile aletin ekstraktörün i duvarlarında sıkıştırılması sağlandı (Şekil 2.8.) (Şekil 2.9.)

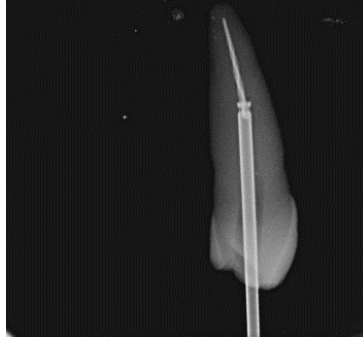


Şekil 2.7. Çalışmada kullanılan Masseran kiti



Şekil 2.8. 1 no'lu dişte kırık aletin ekstraktör ile sıkıştırılması

Sıkıştırılmış alet saat yönünün tersine istikamette yavaşça döndürülerek kök kanalından çıkarıldı.



Şekil 2.9. 2 no'lu dişte Ekstraktör ile kırık aletin kavranması

### 2.5.2. Ultrasonik Tekniği

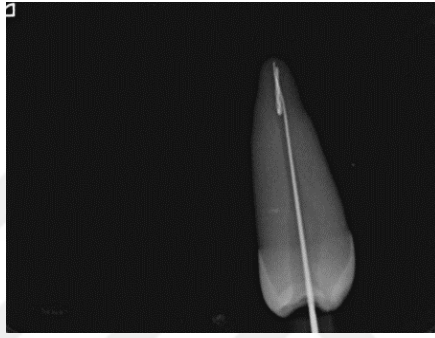
Bu grupta iki farklı seviyede (4 mm ve 9 mm, Örnek 3 ve 4) kırılmış olan eğeler operasyon mikroskobu altında, Newtron P5 XS ultrasonik cihaz (Satelec, Acteon Group, Mérignac, Aquitaine, France) (Şekil 2.10.) ve titanyum-niobiyum ultrasonik uçlar (Satelec, Acteon Group) kullanılarak çıkarılmaya çalışıldı. Öncikle kırık alete kadar 'çalışma platformu' oluşturulduktan sonra kırık parçanın operasyon mikroskobu ile görünülebilirliği sağlandı. Kırık alete kadar düz giriş yolunun oluşturulmasının ardından ET25L ve ET25 ultrasonik uçlar susuz olarak saat yönünün tersine çalıştırılarak kırık aletin titreşimle sıkıştığı yerden çıkarılması sağlandı. Uygulama sırasında dişin nemsiz kalmaması ve kırık alet etrafında oluşan dentin talaşlarının uzaklaştırılabilmesi için kanal %2.5'lik NaOCl ile yıkandı.



Şekil 2.10. Çalışmada kullanılan Newtron P5 XS ultrasonik cihaz

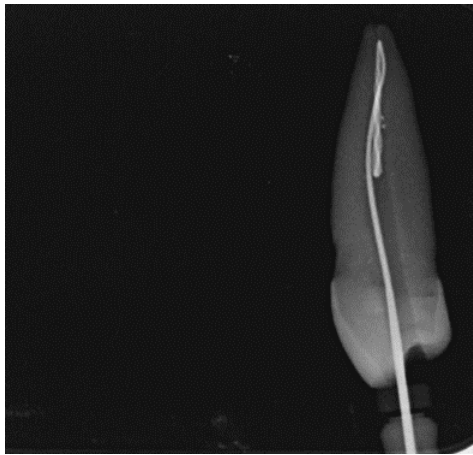
### 2.5.3. By-pass Tekniği

Bu grupta kırık aletlerin çıkartılabilmesi için by-pass tekniği kullanıldı. Öncelikle iki farklı seviyede kırık alet içeren dişlerde (Örnek 5 ve 6) kırık aletin yanından 6,8,10 ve 15 no'lu K tipi eğeler (Mani Co, Tokyo, Japan) ile geçilmeye çalışıldı ve ilk olarak 10 K eğe ile kök uçuna ulaşıldı. Kök uçuna ulaşıldıktan sonra 15 K eğesine kadar kanal prepare edilerek genişletildi. Sonra sırası ile 20 K, 20 H, 25 K, 25 H, 30 K, 30 H ve 35 K eğeleri ile by-pass işlemine çevresel ve yukarı-aşağı eğeleme hareketleri yapılarak devam edildi. 35 H eğe ile çevresel eğeleme ve yukarı-aşağı hareketler yapılarak alet kanaldan çıkartıldı (Şekil 2.11.).



Şekil 2.11. 5 no'lu dişin by pass edilmesi

6 no dişin kök kanalında kırılmış alet de 5 no'lu dişe uygulanan by pass yöntemi ile çıkarılmaya çalışıldı. Bu dişte de sırası ile aynı eğeler kullanıldı. Kırık alet 40 H aletle yukarı aşağı doğru hareketler yapılarak kanaldan uzaklaştırıldı. Eğeleme aşamasında her eğeden sonra 2ml. %2.5'lik NaOCl ile irrigasyon işlemi sağlandı(Şekil 2.12.).



Şekil 2.12. 6 no'lu dişte kırılmış aletin by pass edilmesi

### 2.6. Micro-CT Taraması (Aşama 3)

Alet çıkarılmış örnekler tekrar Malatya İnönü Üniversitesine gönderildi ve ilk ve ikinci aşamadaki prosedürler tekrar uygulandı (Şekil 2.13.).



Şekil 2.13. Micro-CT taraması ile elde edilen BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedilen kesit görüntüleri

### 2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (FEA)

Micro-CT taraması ile elde edilen görüntüler sonlu eleman analizi modellerine dönüştürüldü. Bu işlemler için aşağıdaki prosedürler uygulandı.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlandı (Şekil 2.14.).



Şekil 2.14 Activity 880 üçboyutlu optik tarayıcı

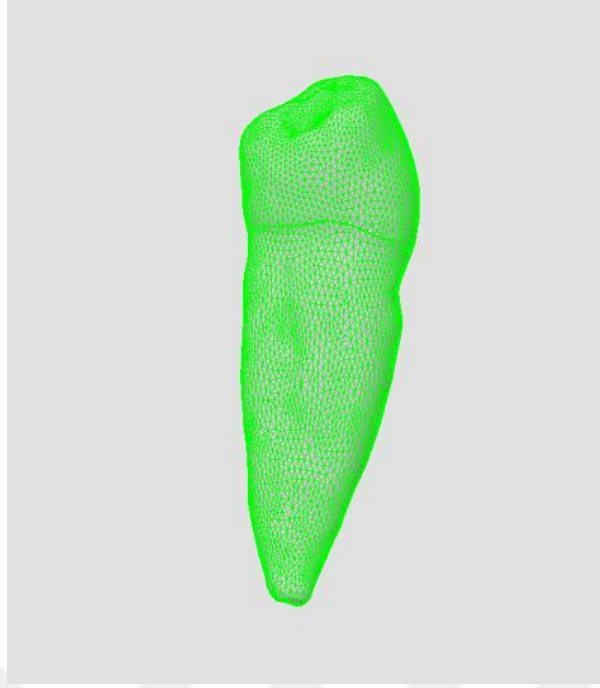
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan dış yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri tanımlandı. Bu değerler daha önceki çalışmalar ve firma verilerine dayanarak belirlendi (Belli ve ark 2017, Craig ve Peyton 1958, Ruse 2008, Belli ve ark 2018, Kim ve ark 2008) (Tablo 2.2.).

Tablo 2.2. Modellemede kullanılan yapıların elastiklik modülü ve poisson oranı değerleri

	<b>Elastiklik modülü</b> <b>E; MPa</b>	<b>Poisson oranı</b> <b>(<math>\mu</math>)</b>
Mine	41000	0.31
Dentin	18600	0.31
Sement tabakası	6.8	0.31
Pulpa	0.0689	0.45
Kompozit rezin	16400	0.28
Akışkan rezin	5100	0.27
Ni-Ti	36000	0.3
Guta-perka	0.0689	0.45

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzeysel verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlendi. Meshleme işleminde, modeller 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Diş modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran girintili-çıkıntılı düzensiz bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Bu aşamada seçilen dişler arasında benzerliği artırmak adına kontürleme, kök, kuron boyu uzatma veya girinti çıkıntıları benzer şekle dönüştürmek adına düzeltmeler yapılarak daha standart örneklerin elde edilmesi sağlandı.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde 8 nodlu elemanlar kullanılır. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.



Şekil 2.15. Ay yapısı (mesh) diş modeli

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 2.3.) (Tablo 2.4.) (Tablo 2.5.) (Tablo 2.6.) (Tablo 2.7.) (Tablo 2.8.).

Tablo 2.3. Model no 1’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 1
Aşama 1	Düğüm sayısı=50682 Eleman sayısı=287927
Aşama 2	Düğüm sayısı=65738 Eleman sayısı=374089
Aşama 3	Düğüm sayısı=71584 Eleman sayısı=410338

Tablo 2.4. Model no 2’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 2
Aşama 1	Düğüm sayısı=58612 Eleman sayısı=315937
Aşama 2	Düğüm sayısı=80077 Eleman sayısı=437171
Aşama 3	Düğüm sayısı=59040 Eleman sayısı=335531

Tablo 2.5. Model no 3’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 3
Aşama 1	Düğüm sayısı=45310 Eleman sayısı=243309
Aşama 2	Düğüm sayısı=59811 Eleman sayısı=339130
Aşama 3	Düğüm sayısı=61002 Eleman sayısı=324621

Tablo 2.6. Model no 4’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 4
Aşama 1	Düğüm sayısı=51690 Eleman sayısı=284065
Aşama 2	Düğüm sayısı=68990 Eleman sayısı=390239
Aşama 3	Düğüm sayısı=49050 Eleman sayısı=277253

Tablo 2.7. Model no 5’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 5
Aşama 1	Düğüm sayısı=55935 Eleman sayısı=294905
Aşama 2	Düğüm sayısı=82097 Eleman sayısı=468793
Aşama 3	Düğüm sayısı=65868 Eleman sayısı=356908

Tablo 2.8. Model no 6’de kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Model no 6
Aşama 1	Düğüm sayısı=64525 Eleman sayısı=349898
Aşama 2	Düğüm sayısı=76305 Eleman sayısı=436535
Aşama 3	Düğüm sayısı=61737 Eleman sayısı=352490

Elde edilen modellerde aşağıdaki klinik şartlar simüle edildi:

**Model 1-1:** Sağlam diş;

**Model 1-2:** Aynı dişin apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış eğe ile birlikte güta perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model;

**Model 1-3:** Aynı dişte apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış eğenin Masseran kit ile çıkarıldıktan sonra güta perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model;

**Model 2-1:** Sağlam diş;

**Model 2-2:** Aynı dişin apikalde 9 mm uzunluğunda kırılmış alet ile birlikte güta perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model;

**Model 2-3:** Aynı dişte apikalde 9 mm uzunluğunda kırılmış aletin Masseran kit ile çıkarıldıktan sonra gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

**Model 3-1:** Sağlam diş;

**Model 3-2:** Aynı dişin apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış eğe ile birlikte gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model;

**Model 3-3:** Aynı dişte apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış aletin ultrasonic tekniği ile çıkarıldıktan sonra gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

**Model 4-1:** Sağlam diş;

**Model 4-2:** Aynı dişin apikalde 9 mm uzunluğunda kırılmış alet ile birlikte gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

**Model 4-3:** Aynı dişte apikalde 9 mm uzunluğunda kırılmış aletin ultrasonik tekniği ile çıkarıldıktan sonra gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

**Model 5-1:** Sağlam diş;

**Model 5-2:** Aynı dişin apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış alet ile birlikte gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model.

**Model 5-3:** Aynı dişte apikalde 4mm uzunluğunda kırılmış aletin by-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

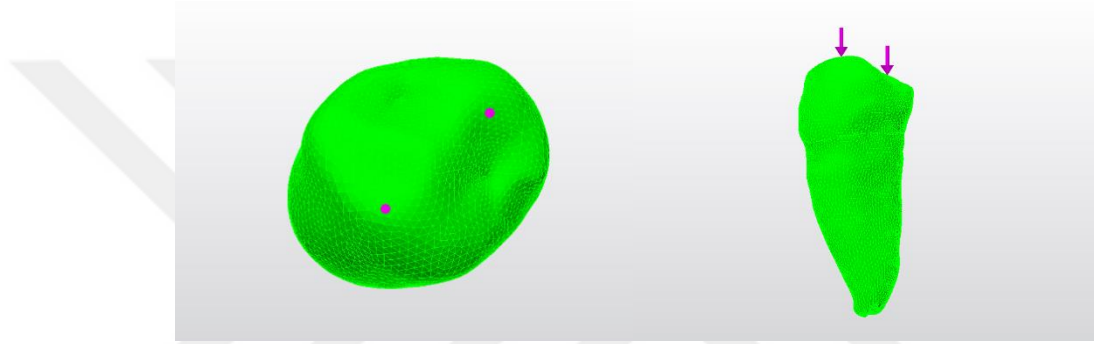
**Model 6-1:** Sağlam diş;

**Model 6-2:** Aynı dişin apikalde 9 mm uzunluğunda kırılmış alet ile birlikte gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model

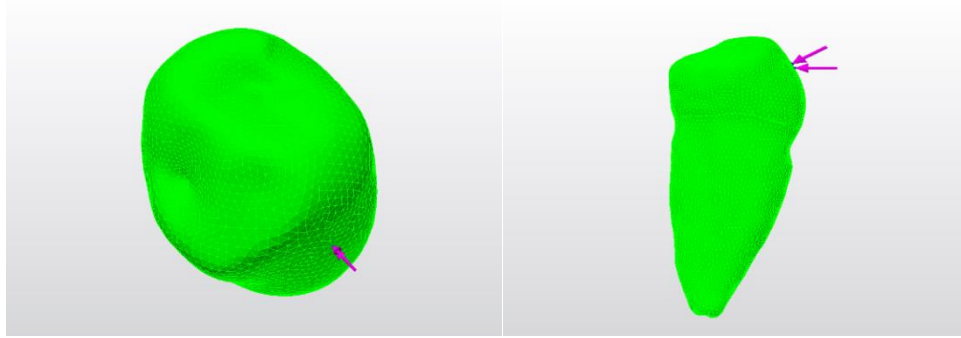
**Model 6-3:** Aynı dişte apikalde 4 mm uzunluğunda kırılmış aletin by-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra gütä perka ile doldurulup kompozit ile restorasyon yapıldığının varsayıldığı model.

### 2.7.1. Sınır Koşulları ve Yükleme koşulları

Her modelde sınır koşulları dış sınırları sınırlandırıldı. Her modele daha sonra oklüzal yüzeyde ve bukkal yüzeyde belirlenen noktalardan lateral ve dikey olarak 300 Newton yük uygulandı. Dikey kuvvet oklüzalden iki noktadan, lateral kuvvet ise bukkal yüzeyden 2 yönden tek noktadan uygulandı. dikey olarak yüklenen nünuneler ise D ile (Şekil 2.16.), lateral olarak yüklenen nünuneler L ile işaretlendi (Şekil 2.17.)



Şekil 2.16. Dikey yükleme



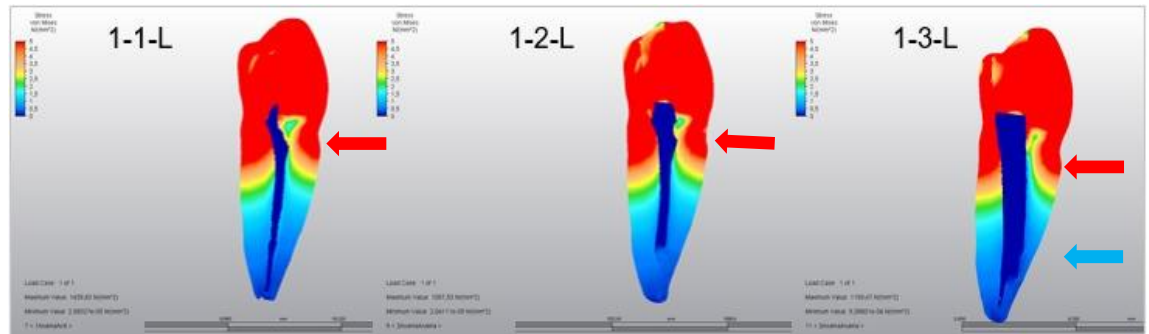
Şekil 2.17. Lateral yükleme

FEA gerçekleştirildi. Modellerdeki gerilmeleri ve biyomekanik değişiklikleri daha iyi görselleştirmek için hesaplanan sayısal veriler renkli grafiklere dönüştürüldü. Sonuçlar Von mises stres kriterleri kullanılarak değerlendirilirken renk skalası 0-5 + MPa ile sınırlandırıldı.

### 3. BULGULAR

#### 3.1. Masseran Grubu

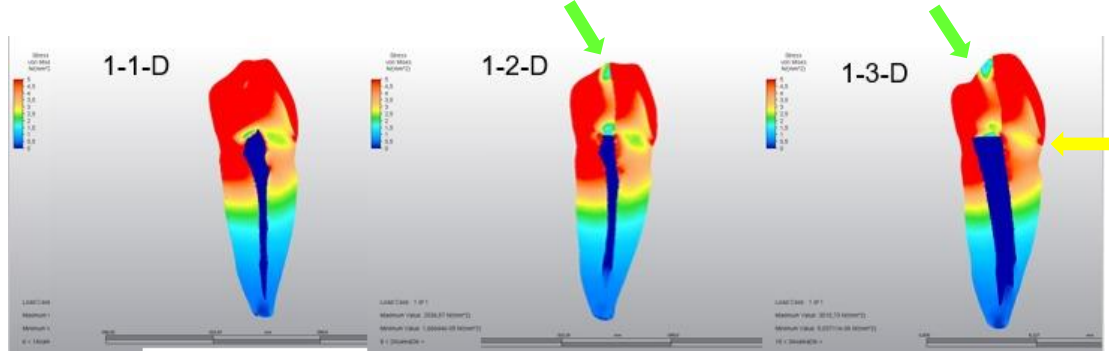
Masseran tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.1.'de verilmiştir. Streslerin yoğunluğu renk skalasında kırmızıdan maviye (yüksek stres değerlerinden aza doğru) her figürün yanında verilmiştir. Renk skalası maksimum 5 MPa ile sınırlandırılmıştır. Kontrol grubu (sağlam diş; 1-1-L), kırık ile doldurulduğu varsayılan diş (1-2-L) ve eğenin masseran kiti ile uzaklaştırıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (1-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres yoğunluğu dişin kron kısmında, mine-sement birleşim alanında ve bu alanın altında gözlenirken stres yoğunluğunun apikale doğru azaldığı izlendi. Kontrol grubunda (1-1-L) kuronda, özellikle servikalde, pulpa odasına yakın bölgede daha düşük stres yoğunluğu gözlenirken, kırık kanal aleti çıkarılmadan doldurulduğu varsayılan modelde (1-2-L) ve çıkartıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan modelde (1-3-L) giderek arttığı gözlemlendi (kırmızı ok). Kuronda stres miktarının artması kök ucunu 1'nci durumdan 3'ncü duruma doğru daha rahatlatırken ve apikaldeki stresler kanal aleti çıkarıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan modelde daha az gözlemlendi (mavi ok) (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Masseran grubu (Lateral yükleme): 1-1-L: Kontrol model; 1-2-L: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 1-3-L: Kırık eğe masseran kiti ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

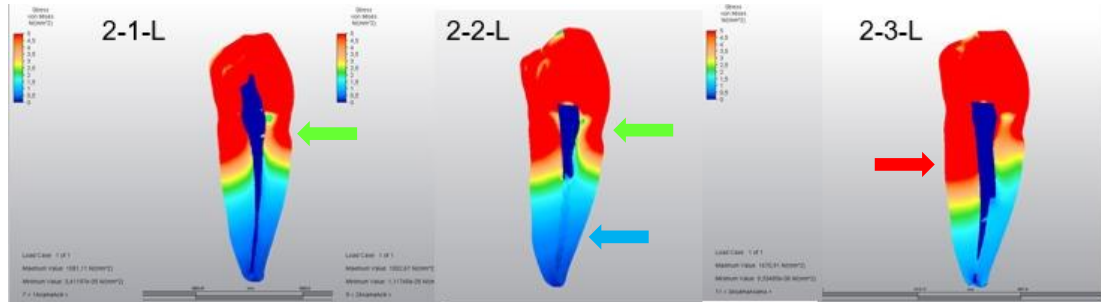
Masseran tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkartıldığı model grubunda dikey yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.2.'de verilmiştir. Kontrol grubu, kırık ile doldurulduğu varsayılan ve eğenin masseran kiti ile çıkartıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan modellerin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü. Her ne kadar giriş kavitesinin başlangıç noktasında stresler kullanılan kompozit rezin dolgunun varlığına bağlı olarak azalmış gibi

görünse de kontrole (yeşil ok) göre kırık aletin masseran kiti ile çıkarıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan modelde streslerin kuronda, pulpa odasına yakın bölgede giderek arttığı gözlemlendi (sarı ok). Ayrıca streslerin her üç durumda da apikale doğru azaldığı izlendi. (Şekil 3.2.).



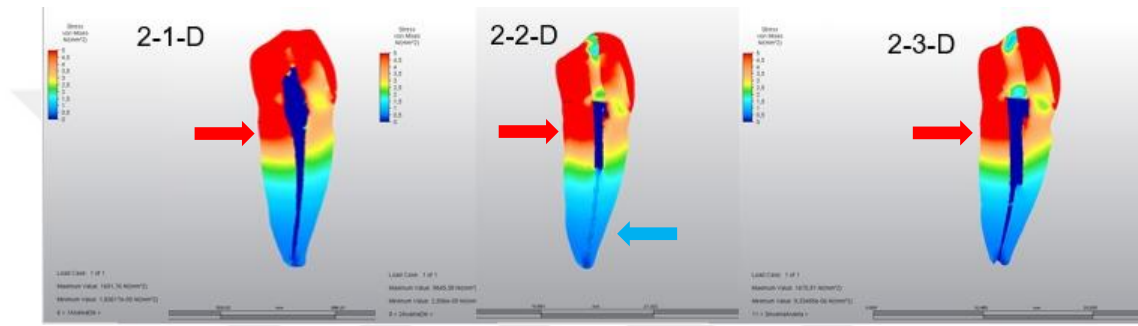
Şekil 3.2. Masseran grubu (Dikey yükleme) : 1-1-D: Kontrol model; 1-2-D: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 1-3-D: Kırık eğe masseran kiti ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

Masseran tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.3.'de verilmiştir. Kontrol grubu (sağlam diş; 2-1-L), kırık ile doldurulduğu varsayılan diş (2-2-L) ve eğenin masseran kiti ile uzaklaştırıldığı varsayılan diş (2-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşim alanında ve bu alanının altında gözlemlendi. Pulpa odasına yakın bukkal bölgede stresler kontrol ve kırık alet çıkarılmadan doldurulduğu varsayılan modellerde gittikçe artarken (yeşil ok), kırık alet çıkarılmasının streslerin özellikle lingual bölgede köke doğru daha da yoğun birikimine sebep olduğu izlendi (kırmızı ok). Uzun kalan kırık alet parçasının stresleri kendi iç bünyesinde tuttuğu izlendi (mavi ok).



Şekil 3.3. Masseran grubu (Lateral yükleme): 2-1-L: Kontrol model; 2-2-L: Dokuz mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 2-3-L: Kırık eğe Masseran kiti ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

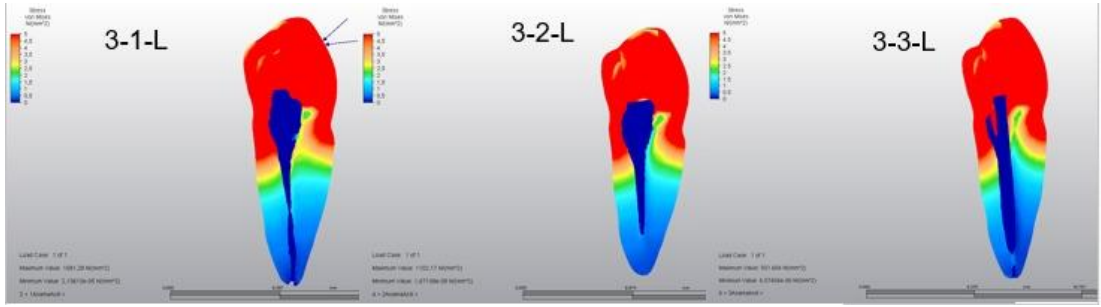
Masseran tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkartıldığı model grubunda dikey yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.4.'de verilmiştir Kontrol grubu, eğe kırığı var iken doldurulduğu varsayılan ve eğe kırığı çıkartıldıktan sonra doldurulan modellerin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü (kırmızı ok). Genel olarak stresler apikale doğru azaldı. Kompozit restorasyon koronal bölgede pulpa tavanına kadar konrtle göre stresi daha azaltsa da , apikalde uzun kalan bir kırık aletin stres kaynağı olduğu gözlendi (mavi ok)(Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Masseran grubu (Dikey yükleme) : 2-1-D: Kontrol model; 2-2-D: Dokuz mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 2-3-D: Kırık eğe Masseran kiti ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

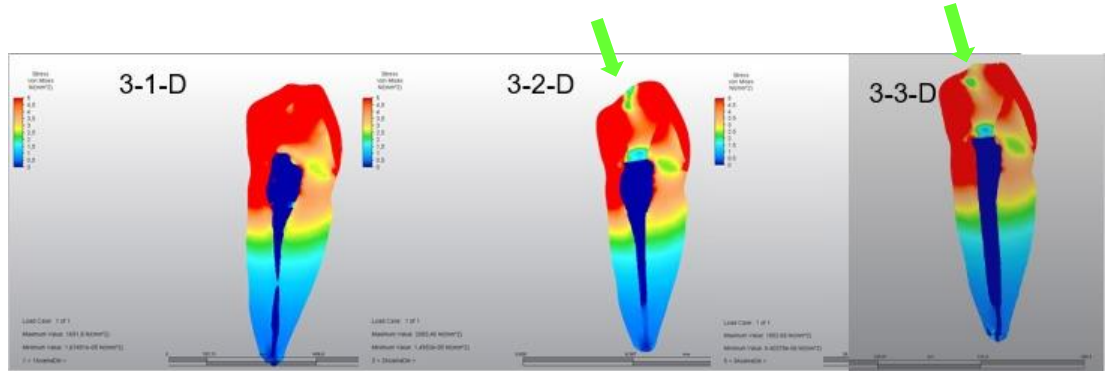
### 3.2. Ultrasonik Teknik Grubu

Ultrasonik tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.5.'de verilmiştir. Kontrol grubu (sağlam diş; 3-1-L), kırık ile doldurulduğu varsayılan diş (3-2-L) ve eğenin ultrasonik tekniği ile çıkartıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (3-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşim alanında ve bu alanın altında gözlenirken stres yoğunluğunun apikale doğru azaldığı izlendi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Ultrasonik grubu (Lateral yüklem): 3-1-L: Kontrol model; 3-2-L: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 3-3-L: Kırık eğe Ultrasonik tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

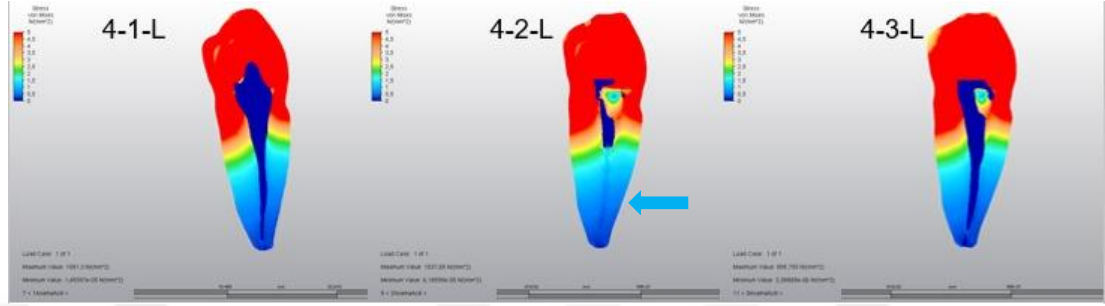
Ultrasonik tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda dikey yüklem yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.6.'da verilmiştir. Kontrol grubu, eğe kırığı var iken doldurulduğu varsayılan ve eğe çıkarıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan modellerin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü. Tüm modellerde stresler apikale doğru azalırken, kontrol modeline göre diğer iki modelde koronalde giriş kavitesinin olduğu bölgede, kompozit dolgunun yapısına bağlı olarak streslerin daha az olduğu izlendi (yeşil ok) (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Ultrasonik grubu (Dikey yüklem): 3-1-D: Kontrol model; 3-2-D: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 3-3-D: Kırık eğe Ultrasonik tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

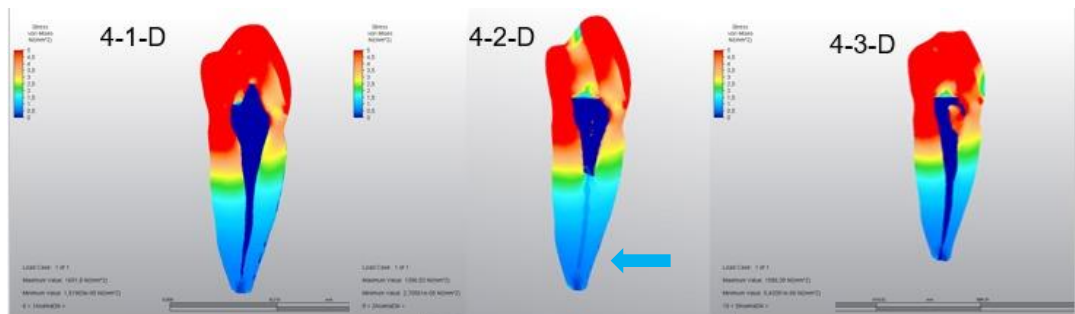
Ultrasonik tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yüklem yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.7.'de verilmiştir. Kontrol grubu (sağlam diş; 4-1-L), kırık ile doldurulduğu varsayılan diş (4-2-L) ve eğenin ultrasonik tekniği ile uzaklaştırıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (4-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında,

mine-sement birleşim alanında ve bu alanın altında gözlenirken stres yoğunluğunun apikale doğru azaldığı izlendi. Modelleri kendi içerisinde karşılaştırdığımızda genel olarak stres dağılımları benzerken, 9 mm kırık aletin stresleri kendi bünyesinde tutarak kök ucunda diğer iki modele göre daha fazla stres artışına sebep olduğu gözlemlendi (mavi ok) (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Ultrasonik grubu (Lateral yüklemeye) : 4-1-L: Kontrol model; 4-2-L: Dokuz mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 4-3-L: Kırık eğe Ultrasonik tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

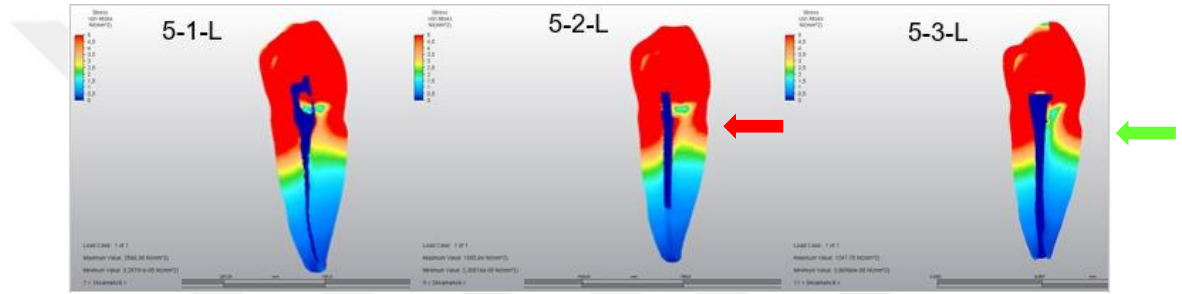
Ultrasonik tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkartıldığı model grubunda dikey yüklemeye yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.8.'de verilmiştir. Kontrol grubu (4-1-D), eğe kırığı var iken doldurulduğu varsayılan (4-2-D) ve eğe çıkartıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan (4-3-D) modellerin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü. Ayrıca streslerin apikale doğru azaldığı izlendi. Modelleri kendi içerisinde karşılaştırdığımızda giriş kavitesinin kompozit ile doldurulmuş olması koronalde stresleri kontrole göre azaltmış gibi görünse de genel olarak benzer stres dağılımları olduğu izlendi. Apikal bölgede kırık alet boyunca diğer modellere göre daha fazla stres oluştuğu gözlemlendi (mavi ok) (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Ultrasonik grubu (Dikey yüklemeye) : 4-1-D: Kontrol model; 4-2-D: Dokuz mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 4-3-D: Kırık eğe Ultrasonik tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

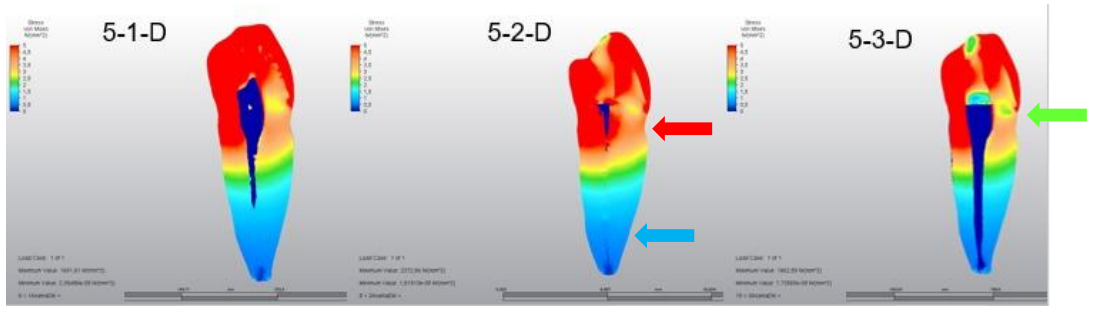
### 3.3. By-pass Grubu

By-pass tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.9.'da verilmiştir. Kontrol grubu (sağlam diş; 5-1-L), kırık ile doldurulduğu varsayılan diş (5-2-L) ve eğenin ultrasonik tekniği ile uzaklaştırıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (5-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşim alanında ve bu alanın altında gözlenirken stres yoğunluğunun apikale doğru azaldığı izlendi. Kırık alet varlığında servikal bölgede stres daha çok iken (kırmızı ok), kırık aletin by-pass edilip çıkarıldığında servikal bölgede streslerin azaldığı gözlemlendi (yeşil ok) (Şekil 3.9.).



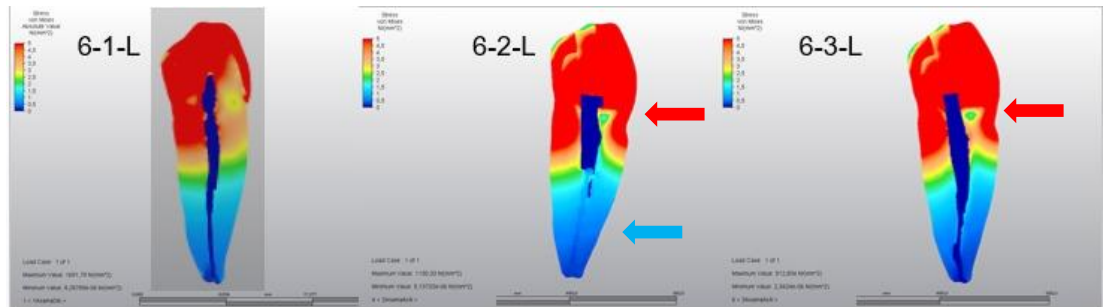
Şekil 3.9. By-pass grubu (Lateral yükleme): 5-1-L: Kontrol model; 5-2-L: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 5-3-L: Kırık eğe By-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

By-pass tekniği kullanılarak 4 mm eğenin çıkartıldığı model grubunda dikey yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.10.'da verilmiştir. Kontrol grubu (5-1-D), eğe kırığı var iken doldurulduğu varsayılan (5-2-D) ve eğe çıkartıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan (5-3-D) modellerin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü. Ayrıca streslerin apikale doğru azaldığı izlendi. Kırık aletin çıkarıldığı modelde (5-3-D) bukkalde streslerin daha azaldığı izlenirken (yeşil ok), kırık aletin yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan modelde bukkalde (kırmızı ok) ve kökün apikal bölgesinde daha çok stres gözlemlendi (mavi ok) (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. By-pass grubu (Dikey yükleme): 5-1-D: Kontrol model; 5-2-D: Dört mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 5-3-D: Kırık eğe By-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

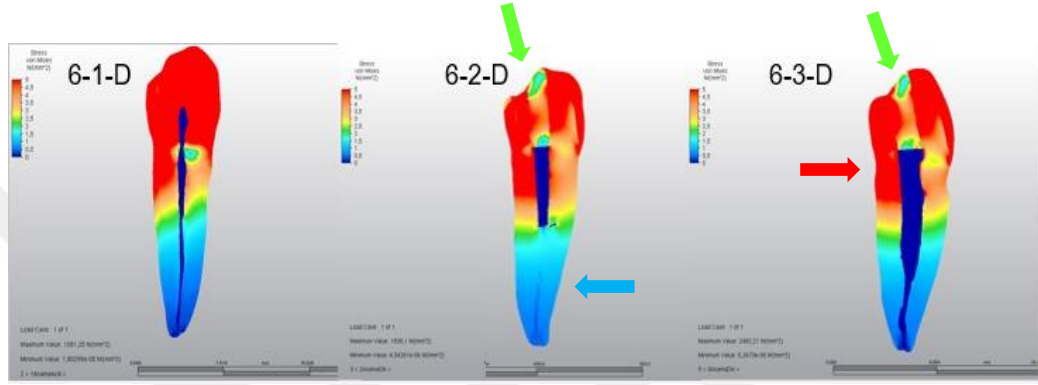
By-pass tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkarıldığı model grubunda lateral yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.11.'de verilmiştir. Kontrol grubu (sağlam diş 6-1-L), kırık ile birlikte doldurulduğu varsayılan (6-2-L) ve eğenin by-pass tekniği ile uzaklaştırıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (6-3-L) modellerinin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşim alanında ve bu alanın altında gözlenirken stres yoğunluğunun apikale doğru azaldığı izlendi. Modelleri kendi içerisinde karşılaştırdığımızda kuronda, servikal bölgede en yoğun stres kırık ile doldurulduğu varsayılan modelde (6-2-L) ve eğenin by-pass tekniği ile uzaklaştırıldığı varsayılan modelde (6-3-L) görüldü (kırmızı ok). By-pass tekniği genel olarak stresi apikale doğru artırırken kırık aletin mevcudiyetinin kökte daha çok strese sebep olduğu gözlendi (mavi ok) (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. By-pass grubu (Lateral yükleme): 6-1-L: Kontrol model; 6-2-L: Dokuz mm uzunluğunda kırık eğe yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 6-3-L: Kırık eğe By-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

By-pass tekniği kullanılarak 9 mm eğenin çıkartıldığı model grubunda dikey yükleme yapıldığında oluşan streslerin dağılımı Şekil 3.12.'de verilmiştir.. Kontrol grubu (6-1-D), eğe kırığı var iken doldurulduğu varsayılan (6-2-D) ve eğe by-pass

teknigi ile çıkarıldıktan sonra doldurulduğu varsayılan diş (6-3-D) modellerinin hepsinde yüksek stres değerleri ve alanları dişin kron kısmında, mine-sement birleşimi ve kökün koronal 1/3'lük kısmının lingual yüzeyinde görüldü. Ayrıca streslerin apikale doğru azaldığı izlendi. Her ne kadar kompozit ile doldurulmuş giriş kavitesi kurondaki stresleri kavite şekline göre kontrol ile karşılaştırınca yer yer düşürmüş gibi görünse de (yeşil ok), tekniğin uygulanmasının lingual kole bölgesinde daha yoğun strese sebep olduğu (kırmızı ok) kırık alet varlığının kökte daha çok strese sebep olduğu gözlemlendi (mavi ok) (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12. By-pass grubu (Dikey yükleme): 6-1-D: Kontrol model; 5-2-D: Dokuz mm uzunluğunda kırık ege yerinde bırakılarak doldurulduğu varsayılan model; 6-3-D: Kırık ege By-pass tekniği ile çıkarıldıktan sonra dişin doldurulduğu varsayılan model.

Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde genel olarak stres dağılımı açısından, kontrol grubu ile alet kırığı olan veya alet kırığı çıkarıldıktan sonra oluşturulmuş modeller arasında bir fark gözlemlendi. Dikey olarak yüklenen ve lateral olarak yüklenen modeller arasında da farklı stres birikimleri gözlemlendi. Lateral yükleme yapılan modellerde özellikle servikal bölgede stres artarken, dikey yükleme altında apikal bölgede daha fazla stres gözlemlendi.

Dokuz mm kırık aleti kök içerisinde tutarak doldurulduğu varsayılan modellerde, yükleme yönü ne olursa olsun diğer modellere göre aletin stresleri kendi bünyesinde tuttuğu, buna bağlı olarak masseran grubu hariç kök dentin dokusunda oluşan stresin daha arttığı yani kök içinde metalik bir yapının varlığının, kök yapısı boyunca oluşan stresleri apikal yöne doğru arttırdığı ve bu artışın kırılan aletin uzunluğu ile doğrudan ilişkili olduğu izlendi.

Kırık aletin yerinde tutularak doldurulacağı varsayılan modellere kıyasla kırık egeenin çıkarılmasından sonra doldurulacağı varsayılan modellerde daha az stres gözlemlendi.

Kırık alet çıkarma tekniklerini bir biri ile kıyasladığımızda 9 mm kırık aletin masseran tekniğı ile çıkarıldığı modelde daha fazla stres gözlemlendi. Ultrasonik ve by-pass teknikleri arasında benzer stres dağılımları gözlemlendi.



#### 4. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin temel amacı, kök kanalının biyomekanik olarak hazırlanması (temizleme, şekillendirme ve dezenfeksiyonu) ve hermetik olarak doldurularak periradiküler dokuların iyileşmesi için gerekli koşulların sağlanmasıdır (Christopher ve Emmanuel 2010, Farzana ve ark 2010). Kök kanal sistemi içindeki temizleme ve şekillendirme prosedürlerinin önündeki en büyük sorunlardan biri, tedavinin sonucu üzerinde potansiyel etkisi olan endodontik aletlerin kırılmasıdır (Subbiya ve ark 2017). Paslanmaz çelik el aletlerinin kök kanalında kırılma insidansının % 0.7 ile % 7.4 arasında olduğunu bildirilmiştir (Crump ve Natkin 1970, Bergenholtz ve ark 1979, Pettiette ve ark 2002, Tzanetakakis ve ark 2008). Ni-Ti döner aletlerin kırılma insidansı da, el aletlerine benzer olup, % 0,4-% 5 aralığında rapor edilmiştir (Ramirez-Salomon ve ark 1997). Kök kanalında eğe kırıldığında birkaç yaklaşım benimsenebilir: parçanın çıkarılması; yerinde bırakılması; aleti by-pass etme; veya cerrahi yaklaşım (Simon ve ark 2008).

Mandibular molarların tedavisi sırasında % 50 - % 55 ve maksiller molar dişlerin tedavisi sırasında % 25 -% 33.3 daha çok eğe kırılması meydana gelir (Suter ve ark 2005). Molar dişlerde kanal eğesinin kırılma olasılığı premolar dişlere göre üç kat daha fazla bulunmuştur (Iqbal ve ark 2006). Molar dişler, kesici , köpek ve premolar dişler ile kıyasla daha fazla köke ve genellikle daha eğimli kök kanallarına sahiptir (Ungerechts ve ark 2014). Kök kanallarının apikal üçte birlik bölümünde alet kırılma olasılığının orta ve koronal üçte birlik bölümlere göre çok daha fazla olduğu bildirilmiştir (Tzanetakakis ve ark 2008). Molar dişler çok köklü oldukları ve çoğu zaman eğimli kanallara sahip oldukları için laboratuvar çalışmalarında bu dişleri kullanmak standardizasyonu sağlamak açısından bazı çalışmalarda sakıncalı olabilir. Bu çalışmada kanal aleti kırılıp tekrar çıkartma işlemi gerçekleştirileceği ve çalışmanın devamlılığı için aynı dişin kullanılmasının önemi göz önüne alınarak tek köklü ve tek kanallı premolar dişler tercih edilmiştir.

Kanal tedavisinde ProTaper sistemi yıllar geçse de hala yaygın olarak kullanılmaktadır. ProTaper döner eğe aletlerinin kırılma insidansını ve ProTaper döner eğenin kaç kez güvenle kullanılabileceğini araştıran bir klinik çalışmaya bilgimiz dahilinde rastlanmamıştır. Wolcott ve ark'nın (2006) yaptıkları bir çalışmada F3 eğesi daha fazla kırılma insidansı göstermiştir. Ullman ve Peters (2005)

F3 kanal eğesinin düşük döngüsel yorgunluk direnci sebebi ile daha çok kırılabilirliğini ve kullanımları esnasında dikkatli olunması gerektiğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmada en yaygın olarak kullanılan döner alet sistemlerden biri olduğu için Protaper sistemi tercih edilmiş ve eğelerden F3 eğesinin dişlerin apikalinde 4 ve 9 mm uzunluklarında kırılması sağlanmıştır.

Kök kanal sisteminde bir alet kırıldığında, kırık aletin yönetimi her zaman klinik bir ikilemdir (Deepika ve ark 2017). Eğe kırılmalarında başarılı yönetim için alternatif tedavi seçeneklerine rağmen, optimum yönetim, mikroorganizmaları etkin bir şekilde ortadan kaldırarak kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesi gibi kök kanal tedavisinin amaçlarını yerine getirmek için eğenin çıkarılmasıdır (Schilder 2006). Vital pulpalı dişlerde kırık aletin bulunduğu yer kolay çıkarılmayı veya by-pass etmeyi engelliyorsa, kırık alete kadar kök kanal dolgusu ve koronal dolgu yapılarak mümkün olduğu kadar tedavi aynı seansta bitirilmelidir (Simon ve ark 2008). Eğer kırık alet çıkarılmıyor veya by-pass edilemiyor ise kırık alete kadar iyi bir irrigasyon ve preparasyon yapılmalıdır (Deepika ve ark 2017). Bu durum genellikle kök kanal preparasyonunun son aşamalarında oluştuğunda, alet kanaldaki eğimden sonra veya apikal üçlüde kırıldığında geçerlidir (McGuigan ve ark 2013). Vital pulpalı dişlerde kanalda alet kırılmasına rağmen kanal enfekte olmamış ise kırık parçanın prognoz üzerinde hiçbir etkisi olmamalıdır (Simon ve ark 2008). Kök kanalında tek başına bir alet parçasının varlığı tedavi sonucunu belirlemek için yeterli değildir, ancak kanal enfeksiyonu kırık bir alet parçasıyla ilişkili olarak kötü bir prognoza yol açabilir (Panitvisai ve ark 2010). Aletin, kanalın sızdırmazlığını ne derece tehlikeye atacağı, tedavi öncesinde kanalın kontaminasyon seviyesi ve kanalda aletin hangi aşamada kırıldığı da kanal tedavisinin başarısı açısından önemli faktörlerdir (Simon ve ark 2008).

Kırık aletler anterior dişlerde posteriora göre, maksiller dişlerde mandibular dişlere göre, fragman koronal üçte birlik kısımda kök kanalının orta veya apikal üçte birlik kısmında kırılmaya nazaran ve fragmanın koronali apikalden eğimden yukarıda olduğunda daha kolay çıkarılabilir (Rambabu 2014). Çoğunlukla kırık eğeyi başarılı bir şekilde çıkarma, aşırı hevesli kanal genişlemesine bağlı olarak diş kırılmaya ve dolayısıyla diş kaybına yatkın hale getirir (Shenoy ve ark 2014). Bu çalışmada tüm bu klinik faktörler göz önüne alınarak iki farklı seviyede kırık oluştuğu varsayılmıştır

ki böylece daha apikalde kırılan bir eğenin çıkarılması için yapılan işlemlerin kökte yapacağı madde kaybına bağlı olabilecek klinik problemler öngörülebilir.

Kök kanalında kırılan aleti çıkarabilmek için birçok cihaz, teknik ve yöntem geliştirilmiştir. Bu cihazlar, teknikler ve yöntemler, operatörün becerisine, büyütmesine, aydınlatmasına ve diğer faktörlere göre etkinliklerinde farklılık gösterir (Rambabu 2014). Kırılan eğenin koronal ucunun görünürlüğü ve erişilebilirliği, kök kanalından çıkarılması için anahtar faktördür (Shen ve ark 2004). Büyütme ve mikroskop aydınlatması ile klinisyenlerin kırık aletlerin en koronal yönlerini gözlemlmelerine ve herhangi bir perforasyon olmadan bunları çıkarmalarına olanak tanır (Alomairy 2009). Bu çalışmada yeterli aydınlatma ve büyütmeyi sağlayabilmek için kırık aletler çıkarılır iken uygulanan işlemler operasyon mikroskobu altında gerçekleştirilmiştir. Ruddle (2004), ultrasonik uçların sadece kırık alet parçası bir dental operasyon mikroskobu altında görüldüğünde fragmanın başı etrafındaki dentini trefanlamak için kullanılması gerektiğini vurgulamıştır. Bir çalışmada çıplak gözle 40 kök kanal ağzı tespit edilmezken, dental operasyon mikroskobunun yardımı ile bu kanal ağzlarından 33'ü % 82,5 başarı oranıyla başarılı bir şekilde tespit edilmiştir (Wu ve ark 2011). Nevares ve ark (2012) yaptıkları bir çalışmada kırık aletler dental operasyon mikroskobu ile görülebilir olduğunda ultrasonikle kırık alet çıkarma veya by-pass tekniklerinin iki kat daha fazla başarılı olduğunu rapor etmişlerdir.

Masseran kiti, kırık parçanın çıkarılması için önerilen birçok cihazdan biridir (Grossman 1969). Masseran kitinin uygulanmasının başarı oranı %48-%55 olarak rapor edilmiştir (Gencoglu ve Helvacioğlu 2009). Bu sistem, özellikle kırık aletlerin kolayca erişilebilir bir konumda bulunduğu belirli durumlarda çok etkilidir (Okiji 2003). Öte yandan ince ve kıvrımlı köklere sahip arka dişlerde sınırlı uygulama alanına sahiptir. Masseran tekniğinin hem paslanmaz çelik, hem de Ni-Ti eğelerin çıkarılmasında kullanılabileceği belirtilmiştir (Gutmann ve ark 2006). Masseran tekniğinin ultrasonik ve geleneksel alet çıkarma yöntemlerinden daha düşük başarı oranına sahip olduğu gösterilmiştir (Pai ve ark 2013). Bu tekniğinin başarısının ultrasonik yöntemlerden daha düşük olduğu ve 20 dakika ila birkaç saat gibi uzun bir uygulama gerektirmesine rağmen doğru seçilmiş vakalarda etkin kullanım payına sahip olduğu bildirilmiştir (Gutmann ve ark 2006). Öte yandan, nispeten büyük ve

sert trefan frezlerinin kullanılması, önemli miktarda kök dentininin çıkarılmasına ve dişlerin zayıflamasına veya perforasyon riskine yol açabilmesi nedeni ile büyük bir dezavantaja sahiptir (Pai ve ark 2013). Zayıflamış diş duvarı ayrıca, lateral kondansasyon veya diş rehabilitasyonu gibi tedavinin sonraki dönemlerinde dikey kök kırıklarına da neden olabilir (Tamse 1988). Lim ve Stock (1987), kalan dentinin 200-300 µm olduğu durumlarda, kondansasyon kuvvetlerinin dentinin direncini aşabileceği ve daha sonra bir perforasyona veya kırılmaya neden olabileceği minimum veya kritik kalınlık olduğunu ileri sürmüştür.

Ultrasoniklerin dental operasyon mikroskobu ile birlikte kullanılması kırık alet çıkarma teknikleri arasında öne çıkmaktadır. Ultrasonik tekniği, ultrasonik titreşiminin kırılan parçaya iletiildiği ve böylece kırık aletin gevşetilerek çıkarıldığı bir tekniktir (Ruddle 2004). Ward ve ark. (2003), ex-vivo bir çalışmada bu tekniğin kırık aletlerin çıkarılmasında % 73'lük bir başarı oranı bildirmiştir. Cuje ve ark. (2010) kırık aletleri çıkarmak için operasyon mikroskobu ve ultrasonik uçların kullanımının % 95 başarı oranına sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı çalışmalar, kırık aleti çıkarmak için ultrasonik kullanımının, özellikle alet, kanalların servikal veya orta üçte birlik kısmında olduğunda etkili bir teknik olduğunu göstermiştir (Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark 2006). Kırık alet apikal üçte birlik kısımda iken alet çıkarma işlemi çok daha zor ve perforasyon riski daha yüksek bir işlemdir. Genel olarak, kırılmış aletleri çıkarırken ultrasonik uçların kuru olarak ve düşük hızda aktive edilmesi önerilir (Madarati ve ark 2010). Bu, kök kanalı içinde oluşan ısıyı azaltır ve dolayısıyla, aletin kendisinin veya ultrasonik ucun ikincil kırılma riskini de azaltır (Madarati ve ark 2013). Ayrıca ultrasoniklerin bu şekilde kullanılması dış kök yüzeyinde oluşan ısı riskini (Madarati ve ark 2008) ve periodontal dokulara zarar veren etkisini en aza indirir (Gluskin ve ark 2005). Ward ve ark. (2003), ultrasonik kullanımı sırasında kırık aletlerin bir kısmının bazen orijinal parçadan koparak geride daha kısa bir parça bırakmasına neden olabileceğini bildirmişlerdir. Bu durum, sıklıkla Ni-Ti eğelerin ultrasonik olarak çıkarılması sırasında gözlemlenir (Shen ve ark 2004). Daha kısa aleti çıkarmak, daha uzun bir alete göre daha zordur ve çıkarma işlemi kesinlikle karmaşıktır (Shen ve ark 2004). Kırık alet 4.5 mm'den uzun olduğunda ultrasonik olarak çıkarılması zorlaşır (Berman ve Hargreaves 2015). Genel olarak 4 mm'den uzun kırılan aletler ultrasonik enerjiyi adsorbe ederler ve aletin gevşemesini engelleyebilirler (Brühl ve ark 2020).

Bir çalışmada kök kanalının orta üçlüsünde kırılmış bütün aletleri çıkarmanın başarı oranı %100, apikal üçlüden çıkarmanın ise %74 başarılı olduğu rapor edilmiştir (Shahabinejad ve ark 2013). Cuje ve ark. (2010) yaptıkları bir çalışmada koronal ve orta üçlüde kırık alet çıkarılmasının başarısını %100, apikal üçlüden ise %93 olarak rapor edilmiştir. Aynı çalışmanın sonucunda 5 mm'den kısa aletlerin çıkarılmasının başarı oranını %97, 5-10 mm aralığındaki uzunlukta kırık aletlerin çıkarılmasının %76, 10 mm'den uzun kırık alet çıkarmanın ise 100% olarak rapor edilmiştir. Bu çalışmada 4 ve 9 mm uzunlukta kırık eğelerin çıkarılması işleminde masseran ve by-pass teknikleri yanı sıra ultrasonik sistem de kullanıldı. 3' numaralı GG frezi su soğutması altında frezin en kalın orta noktasından kesildi. Kesilerek modifiye edilmiş GG frezi 300 rpm hızla su soğutması altında kırık parçaya kadar mikro motor ile kullanılarak dişte bir 'çalışma platformu' oluşturuldu. Daha sonrasında ET 25, ET 25L titanyum-niobyum ultrasonik uçlar (Satelec, Acteon Group) saat yönünün tersine olmakla susuz bir şekilde çalıştırıldı. Bu işlemler sırasında fazla ısı oluşmaması ve oluşan debrisleri uzaklaştırmak için sık-sık %2.5 NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Çalışma sırasında ultrasonik ile çıkarılamayan kanal aleti olmadı. Bu da başarı ile çalışmanın devam edebilmesini sağladı.

Kırık aletlerin by-pass edilmesi başarılı bir yaklaşım olarak kabul edilmiştir (Parashos ve Messer 2006). Bu nispeten basit bir prosedür olmakla birlikte, genellikle aletin tamamen çıkarılmasıyla sonuçlanır ve kök kanal sisteminin tam çalışma boyunda uygun şekilde preparasyonuna, irigasyonuna ve doldurulmasına izin verir (Borisova-Papancheva ve ark 2017). Kök kanal anatomisi, kırık aletin yeri ve döner aletin tasarım özellikleri dahil olmak üzere, kök kanallardaki kırık enstrümanları by-pass etmenin başarısını birçok faktör etkileyebilir. By-pass edilmiş kök kanallarını termoplastik guta perka yöntemi ile doldurmak kök kanal tedavisinin prognozunu önemli ölçüde iyileştirir (Rambabu 2014). Nevares ve ark'nın (2012) yaptıkları bir çalışmada, kırık aletlerin by-pass edilmesinde başarı oranı % 56.7 olarak rapor edilmiştir. Shahabinejad ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada by-pass ettikleri kırık aletlerin %84.6'nın kök kanalından çıkardıklarını rapor edilmiştir. Çalışmamızda by-pass işlemi yapılan grupta başarılı bir şekilde kırık kanal aletlerinin hepsi çıkarılabildiği görülmüştür.

Bu üç tekniğin çalışmamızda kullanılma sebebi, masseran kitinin günümüzde hala en yaygın olarak kullanılan ve yüksek başarı oranına sahip olan tekniklerden biri olması, ultrasonik sistemlerin en başarılı kırık alet çıkarma yöntemi olarak bilinmesi ve kırık alet çıkarma girişimlerinin sonuç vermediği durumlarda kırık aletlerin by-pass edilerek çıkarılmaya çalışılmasının başarılı bir girişim olmasıdır. Çalışmamızda bu üç teknik (masseran kiti, ultrasonik ve by-pass) ile kök kanallarından kırık aletler başarılı bir şekilde çıkarıldı. Tüm işlemler operasyon mikroskobu altında gerçekleştirildi. Kırık alet çıkarma tekniklerini bir biri ile kıyasladığımızda 9 mm kırık aletin Masseran kiti ile çıkarıldığı modelde daha fazla stres gözlemlendi. Ultrasonik ve by-pass teknikleri arasında ise benzer stres dağılımları gözlemlendi.

Gencoglu ve ark.'nın (2009) yaptıkları bir çalışmada kırık alet çıkarmada ultrasonik kullanımının başarı oranını masseran kitinden üstün bulmuşlardır. Gerek ve ark. (2012) ultrasonik sistem ile masseran kitinin karşılaştırıldığı bir çalışmada köklerin dikey kırılma dayanımında anlamlı bir fark görmemişlerdir. Bunu, her iki teknikte de alet kırığı çıkarılmadan önce 'çalışma platformu' oluşturur iken gelişen dentin kaybına ilişkilendirmişlerdir. Başka bir çalışmada, ultrasonik kırık aletin kanalların orta üçte birlik kısmından çıkarılmasının kök kanal hacmini açıkça arttırdığını ve mikro çatlak oluşumuna yol açabileceğini ve dikey kök kırığı direncinin azalmasının birincil nedeni olduğu gösterilmiştir (Fu ve ark 2019).

FEA, karmaşık dişlerdeki stres dağılımlarını değerlendirmek ve tedavi zorluklarını çözmek için en başarılı yaklaşımlardan biridir (Magne 2007). FEA yönteminin doğruluğu, diş gücünü ve kök kırılma riskini değerlendirmek için tüm diş yapısını ve destekleyici yapıları içeren eksiksiz kapsamlı modellerin mevcudiyetine bağlıdır (Ni ve ark 2019). FEA yöntemi kullanılarak gerçeğe yakın model oluşturulabilmesi, karışık geometrik yapılara rahatca uygulanabilmesi, gerilme tipinin ve birikim alanlarının detaylı bir şekilde incelenebilmesi sağlanmaktadır (Yeğin 2016). Gerektiğinde test koşulları, geometri ve parametrelerin değiştirilerek analizin tekrardan uygulanabildiği bir yöntemdir. Bu çalışmada gerçek dişler kullanılmış ve analizlerin yapılacağı modeller gerçek dişlerden elde edilmiştir. Tüm çalışma şartları (kontrol diş, kırık alet olan dişler ve kırık aletlerin üç farklı teknikte çıkarıldığı dişler) yine tekrar tekrar tarandıktan sonra modellere dönüştürülmüş ve böylece tüm araştırma parametrelerinin üç boyutlu, gerçeğe en yakın simülasyonları

elde edilmiştir. Böylece çalışmada elde edilen verilerin daha güvenilir olması sağlanmıştır. Hazır diş modelleri kullanılmış olsa çalışma sonuçlarının daha farklı olması beklenebilirdi. Diğer taraftan her bir birey için diş yapısı ve anatomisi farklı olabileceği için yine de bu sonuçların bireyden bireye az da olsa farklılık gösterebileceği unutulmamalıdır. Bu koşullar çekilmiş dişlerde yapılan her çalışma içi geçerlidir. Bu da çalışmamızın limitasyonlarından biridir.

Bir diğer limitasyon ise uygulanan kuvvetin stabil ve sabit olmasıdır. Oral şartlarda dişlere gelen kuvvetler bireyden bireye, diştten dişe farklıdır ve fonksiyoneldir. Ağız ortamında bu sebeple dişlerin kuvvetler karşısında farklı stres alanları oluşturması beklenebilir. Yine de FEA çalışmaları gerçek hayatta olabilecek olayların öngörülebilmesi açısından önemlidir ve yapılan çalışmalar benzer stres alanlarında başarısızlık olduğunu doğrulamıştır (Belli ve ark 2014, Eskitaşcıoğlu ve ark 2002).

FEA sonuçlarının değerlendirilmesi zamanı materyal özelliklerine göre farklı değerler kullanılmaktadır. Kırılgan yapıların değerlendirilmesinde asal, çekilebilir yapıların değerlendirilmesinde ise Von Mises değerleri kullanılmaktadır. Von Mises stres modelin tüm yapısında oluşan gerilmeleri değerlendirmede de kullanılmaktadır (Geng ve ark 2001, Ramoğlu ve Oğuz 2014, Belli ve ark 2011). Bu çalışmada da modelin tüm yapısında oluşan gerilmeleri değerlendirmek için Von Mises stresleri değerlendirmeye alınmıştır..

Modellerin sınır koşulları belirlenirken sadece diş diş sınırları olmasına karar verilmiştir. Böylece daha detaylı stres analizi yapma imkanı sağlanmıştır. Tüm yapıların fiziksel özellikleri literatüre uygun olarak seçilmiş ve modellerde bu veriler kullanılmıştır. Tüm bu gerçeğe yakın uygulamalara rağmen FEA çalışmalarında diğer sınırlamalar da dikkate alınmalıdır. FEA çalışmalarında tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. FEA sonuçlarının modellerin farklı sınır koşulları nedeniyle yapılmış veya yapılacak olan başka çalışmalarla numerik olarak karşılaştırılması mümkün değildir; kıyaslama stres birikim alanları ve yoğunlukları açısından yapılabilir (Menicucci ve ark 1998). FEA modeli, uygulanan yüklerdeki statik bir durumu yansıtmaktadırlar. Gerçek şartlarda ise yapılar daha dinamik ve döngüsel kuvvetlere maruz kalmaktadırlar (Cesur 2019).

Çiğneme sırasında, sağlam doğal dişler, üzerlerine ısırma kuvvetleri etki ettiğinde esneme veya eğilme gerilimi meydana gelir (Kishen 2006). Literatürde bildirilen maksimum ısırma kuvvetleri aralığı çok geniş olup, 300 N ~ 1600 N arasında değişmektedir. Böylesi bir geniş aralık, yaş, cinsiyet, etnik köken ve dişlenme durumu gibi çok sayıda etkili faktöre atfedilebilir (Ikebe ve ark 2012). Bir çalışmada diğer dişlerle kıyasla mandibular birinci premolar dişinin yüksek kırılma yüküne (2002N) sahip olduğu rapor edilmiştir (Sheen ve ark 2019). Oklüzal yükleme yalnızca dikey olarak değil, aynı zamanda yatay olarak da gerçekleşir (Sheen ve ark 2019). Belli ve ark. (2011) monobloklar üzerine yaptıkları bir çalışmada modellere 300 N kuvvet uygulamışlardır. Bu çalışmada maksimum ısırma kuvvetlerinin minimum değerleri ve daha önceki çalışmada kullanılan kuvvet örnek alınarak her modele 300 N kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvetler her noktaya 150 N olarak her modele dikey olarak bukkal ve lingual kasp tepelerinden, lateral olarak ise kronun bukkal yüzeyinin ortasından iki farklı açı ( 90° ve 45°) ile tek noktaya uygulanmış ve böylece normal ısırma oluşabilecek olan minimum 300 N'luk kuvvet taklit edilmiştir. Daha önce yapılan bir çalışmada açılı kuvvetlerin dikey kuvvetlerden dişi zararlı etkileyebilecek daha fazla stres oluşturduğu rapor edilmiştir (Maceri ve ark 2007). Askerbeyli Örs ve ark. (2019) yaptıkları bir çalışmada dikey yükleme sonucunda açılı kuvvetlerle kıyasta minimum asal streslerin etken olduğu ve bu nedenle dişlerin dikey yüklere daha dayanıklı olmasını rapor etmişlerdir. Bu çalışmada da açılı kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha fazla stres oluşturduğu gözlenmiştir. Açılı yüklemede stres en çok dişlerin servikal bölgesi ve kökün koronal üçlüsünde görülmüştür. Dikey yükleme altında ise apikal bölgede daha fazla stres gözlenmiştir. Yapılan başka çalışmalarda da benzer senaryolar rapor edilmiştir (Cesur 2019, Ricks-Williamson ve ark 1995).

Kök kanalının içinden oluşan gerilmeler, kök kanalı ile dentini bir arada tutan bağların üstesinden gelebilecekleri yüzeye iletilir (Wilcox ve ark 1997). Kök kırığı kanal duvarındaki çekme gerilmesi dentinin maksimum gerilme mukavemetini aştığında meydana gelir (Lam ve ark 2005). Kök dentinindeki gerilim dağılımı modeli, dikey kök kırıklarına yol açan çatlakların belirlenmesinde kritik öneme sahiptir (Kishen 2006). Dikey kök kırıkları genel olarak bukkolingual yönde gelişirler (Rivera ve Walton 2008). Shahabinejad ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada ultrasonik sistemle kırık alet çıkarılmış toplam 28 başarılı örnekten 22'sinde mekanik

test sonucunda bukkolingual yönde dikey kök kırığı gözlemlendiği rapor edilmiştir. Souter ve ark. (2005) orta üçlü ve apikal bölgelerden kırık çıkarılmasının kökleri önemli ölçüde zayıflattığını öne sürmüşlerdir. Mikro çatlak analizi ile yapılan farklı derecelerde dentin çıkarmaya tabi tutulan kök örneklerinin incelendiği bir çalışmada, kök kanalından daha yüksek dentin çıkarmanın daha fazla sayıda mikro çatlak ve kök kırığı başlattığını göstermiştir (Ossareh ve ark 2018). Kök kanalından kırık alet çıkarılması sırasında kök kanalının genişlemesi kaçınılmaz olduğundan kök kırılması riski taşır (Ni ve ark 2019). Chen ve ark. (2012) kök kanalından büyük hacimde dentinin çıkarılmasının kökteki stres dağılımını değiştirdiğini göstermişlerdir. Dentinin kanal merkezinden uzaklaştırılması atalet momentini azaltarak kök bükülmesini artırdığı rapor edilmiştir (Ossareh ve ark 2018). Ni ve ark. (2019) yaptıkları bir FEA çalışması sonucu olarak kırık aletin ultrasonik ile çıkarılması, stres dağılımında değişikliklere ve köklerin düz hat erişim bölgesinde stres konsantrasyonunda artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Romeed ve ark. (2012) köpek dişinde yaptıkları bir FEA çalışması sonucunda ise kırık aletin kök kanalından çıkarılmasının dikey kök kırığı riskini arttırabileceği ve oluşabilecek olan kırığın büyük olasılıkla bukkolingual düzlemde gelişebileceğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmada daha önceki çalışma sonuçlarını desteklemekle birlikte bu sonuçlara göre olası bir kırığın yönünü belirlemek mümkün değildir. Çalışmamızda sadece aproksimal yüzeylerde stresin olduğu alanlar analiz edilmiştir. Oluşacak stresin hangi bölgede kırık yapacağı kesit analizlerinden anlaşılabilir. Bu konuda ayrıca bir çalışma yürütmek gerekir.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

1- Bu çalışmada tüm modeller açılı olarak yüklendiğinde özellikle servikal ve kökün koronal üçlüsünde daha yoğun stres olduğu gözlemlendi. Açılı kuvvetlerin dişler açısından daha yıkıcı etkiye sahip olması göze alınarak yapısı zayıf olan dişlerde kırık aletin çıkarılması veya yerinde bırakılması, hangi yöntemin kullanılması gerektiği konusunda karar verilirken klinikte diş üzerine gelen kuvvetler veya dişin arktaki konumu göz önüne alınmalıdır.

2- Kırık aleti kök içerisinde tutarak doldurulduğu varsayılan modellerde, yükleme yönü ne olursa olsun kontrol grubuna göre kök dentin dokusunda daha yoğun stres olduğu gözlemlendi. Ayrıca kök içerisinde metalik bir yapının varlığının, kök yapısı boyunca oluşan stresleri apikal yöne doğru arttırdığı ve bu artışın kırılan aletin uzunluğu ile doğrudan ilişkili olduğu izlendi. Buna göre kırık alet uzun olduğu durumlarda daha kısa olanlara oranla çıkarılmasının diş korumak açısından çok daha önemli olduğu söylenebilir.

3- Kırık aletin yerinde tutularak doldurulduğu varsayılan modellere kıyasla kırık eğenin çıkarılmasından sonra doldurulduğu varsayılan modellerde daha az stres gözlemlendi. Bu nedenle özellikle 9 mm ve daha uzun kırılmış aletlerin kanaldan çıkarılması hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın stresler açısından avantajlıdır.

4- Bu çalışmada kırık alet çıkarma teknikleri arasında Masseran kiti uygulanan modellerde daha yoğun stres olduğu gözlemlendi. Bu durum Masseran kitinin ultrasonik ve by-pass tekniklerinden daha fazla madde kaybına neden olması ile ilişkilendirildi. Bu sonuca göre Masseran kitinin özellikle daha dar ve ince kanallarda kullanımını sınırlı olmalı, böyle dişlerde ultrasonik ve by-pass teknikleri tercih edilmelidir.

## 6. KAYNAKLAR

- Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH, 1980. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *Journal of the American Dental Association* (1939), 101, 5, 792-4.
- Adl A, Shahravan A, Farshad M, Honar S, 2017. Success rate and time for bypassing the fractured segments of four NiTi rotary instruments. *Iranian endodontic journal*, 12, 3, 349.
- Adorno CG, Yoshioka T, Suda H, 2009. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *Journal of endodontics*, 35, 3, 389-92.
- Al-Omari M, Dummer P, 1995. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *Journal of endodontics*, 21, 3, 154-8.
- 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. *Journal of Endodontics*, 31, 1, 40-3.
- Alomairy KH, 2009. Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an in vitro study. *Journal of endodontics*, 35, 4, 559-62.
- Amade ES, Novais VR, Roscoe MG, Azevedo FMF, Bicalho AA, Soares CJ, 2013. Root dentin strain and temperature rise during endodontic treatment and post rehabilitation. *Brazilian dental journal*, 24, 6, 591-8.
- Amaral C, Ormiga F, Boldrini L, Miranda P, Mendonça T, Granjeiro J, Gomes J, 2018. Evaluation of the effects of the solution used for electrochemical dissolution of nickel–titanium endodontic files on dentine structure, microhardness and cell viability. *International endodontic journal*, 51, 12, 1434-45.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC, 2003. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 29, 10, 664-6.
- Asaro R, Lubarda V, 2006. *Mechanics of solids and materials*, Cambridge University Press, p.
- Askerbeyli Örs S, Aksel H, Küçükkaya Eren S, Serper A, 2019. Effect of perforation size and furcal lesion on stress distribution in mandibular molars: a finite element analysis. *International endodontic journal*, 52, 3, 377-84.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH, 2009. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20, 4, 1173-7.
- Balamuth L, 1967. *The application of ultrasonic energy in the dental field. Ultrasonic techniques in biology and medicine*. London: Ilife, 1967, 194-205.
- Belli S, Eraslan O, Eskitascioğlu G, Karbhari V, 2011. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *International endodontic journal*, 44, 9, 817-26.
- Belli S, Çelik K, Akbulut MB, Güneşer MB, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, 2014. Are dentin posts biomechanically intensive?: A laboratory and FEA study. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 28, 24, 2365-77
- Belli, Sema, Oğuz Eraslan, and Gürcan Eskitaşcıoğlu. "Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study." *Journal of endodontics* 44.3 (2018): 475-479.

- Bergenholtz G, Lekholm U, Milthon R, Heden G, Ödesjö B, Engström B, 1979. Retreatment of endodontic fillings. *European Journal of Oral Sciences*, 87, 3, 217-24.
- Berman LH, Hargreaves KM, 2015. *Cohen's pathways of the pulp expert consult*, Elsevier Health Sciences, p.
- 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. *Journal of Endodontics*, 29, 1, 15-9.
- Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D, 2004. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of endodontics*, 30, 4, 228-30.
- Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K, 2009. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *Journal of endodontics*, 35, 2, 236-8.
- Borisova-Papancheva TI, Stankova S, Georgieva S, 2017. Conservative management of intracanal separated endodontic instruments-treatment decisions and related factors. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, 3, 1, 23-31.
- Borisova-Papancheva TI, Stankova S, Georgieva S, 2017. Conservative management of intracanal separated endodontic instruments-treatment decisions and related factors. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, 3, 1, 23-31.
- Briseno B, Sonnabend E, 1991. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *International endodontic journal*, 24, 1, 15-23.
- Brühl M, Urban K, Donnermeyer D, Schäfer E, Bürklein S, 2020. Tube Technique with Light-curing Composite for Removing Fractured Root Canal Instruments: Influence of Polymerization Cycles and Mechanical Exposure. *Journal of endodontics*, 46, 3, 425-30.
- Campbell L, Shen Y, Zhou H-m, Haapasalo M, 2014. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *Journal of endodontics*, 40, 4, 562-5.
- Cattoni M. Common failures in endodontics and their correction. *Dental Clinics of North America*, 383-&.
- Catuna MC, 1953. Sonic Energy; A possible dental application. *Ann. Dent.*, 12, 100-1.
- CESUR, Yaprak. Farklı Kök Kanal Preparasyon Şekillerinin Düz ve Eğimli Köklere Sahip Mandibular Molar Dişlerin Stres Dağılımı Üzerindeki Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi. 2019.
- Chen L, 2012. Finite element analysis-New trends and developments. Ebrahimi F.
- Christopher U, Emmanuel A, 2010. Flare-up incidence and related factors in adults. *Journal of dentistry and oral hygiene*, 2, 2, 19-22.
- Cohen S, Burns R, 2002. *Pathways of the pulp* 8th ed. St Louis Mosby, 2.
- Cohen S, Schwartz S, 1985. Endodontics and the law. *CDA journal*, 13, 10, 97-100.
- Corrêa G, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira GK, Valandro LF, Bergoli CD, 2018. Influence of remaining coronal thickness and height on biomechanical behavior of endodontically treated teeth: survival rates, load to fracture and finite element analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 26.
- Craig R, Peyton F, 1958. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of dental research*, 37, 4, 710-8.
- Craig R, Power J, 1997. *Restorative dental materials*. Mosby-Year Book. Inc., Missouri, 486.

- Crump MC, Natkin E, 1970. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association*, 80, 6, 1341-7.
- Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M, 2010. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *International endodontic journal*, 43, 7, 545-54.
- Deepika G, Mitthra S, Anuradha B, Karthick A, 2017. Separated instruments—a mind-set between hard and rock: a review. *J Evolut Med Dent Sci*, 6, 6077-80.
- Doyon GE, Dumsha T, von Fraunhofer JA, 2005. Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. *Journal of endodontics*, 31, 12, 895-7.
- Dufeu RA, Farfal CP, Muñoz Má, Alcántara D, Peña F, Álvarez M, 2013. Retrieval of Fractured Files Based on Electrochemical Dissolution. *Int. J. Odontostomat*, 7, 3, 475-81.
- Eken R, Sen OG, Eskitascioglu G, Belli S, 2016. Evaluation of the effect of rotary systems on stresses in a new testing model using a 3-dimensional printed simulated resin root with an oval-shaped canal: a finite element analysis study. *Journal of endodontics*, 42, 8, 1273-8.
- Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S, 2011. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clinical oral investigations*, 15, 3, 403-8.
- Eskitaşcıoğlu, Gürcan, Sema Belli, and Mustafa Kalkan. "Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis)." *Journal of Endodontics* 28.9 (2002): 629-633
- Farzana F, Hossain S, Islam S, Rahman M, 2010. Postoperative pain following multi-visit root canal treatment of teeth with vital and non-vital pulps. *Journal of Armed Forces Medical College, Bangladesh*, 6, 2, 28-31.
- Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S, 2004. Treatment outcome in endodontics: the Toronto study. Phases I and II: Orthograde retreatment. *Journal of Endodontics*, 30, 9, 627-33.
- Feldman G, Solomon C, Notaro P, Moskowitz E, 1974. Retrieving broken endodontic instruments. *The Journal of the American Dental Association*, 88, 3, 588-91.
- Fife D, Gambarini G, Britto L, 2004. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97, 2, 251-6.
- Friedman S, Stabholz A, Tamse A, 1990. Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 3. Retreatment techniques. *Journal of Endodontics*, 16, 11, 543-9.
- Fu, Mei, et al. "Effects of ultrasonic removal of fractured files from the middle third of root canals on the resistance to vertical root fracture." *Journal of endodontics* 45.11 (2019): 1365-1370.
- Fuss Z, Trope M, 1996. Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dental Traumatology*, 12, 6, 255-64.
- Gambarini G, 2001. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*, 34, 5, 386-9.
- Gencoglu N, Helvacioğlu D, 2009. Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *European journal of dentistry*, 3, 2, 90.

- Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 6, 585-98.
- Gerek, M., et al. "Comparison of the force required to fracture roots vertically after ultrasonic and Masserann removal of broken instruments." *International endodontic journal* 45.5 (2012): 429-434.
- Gettleman BH, Spriggs KA, ElDeeb ME, Messer HH, 1991. Removal of canal obstructions with the Endo Extractor. *Journal of endodontics*, 17, 12, 608-11.
- Gluskin AH, Ruddle CJ, Zinman EJ, 2005. Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonic devices: precautions and practical preventive strategies. *The Journal of the American Dental Association*, 136, 9, 1286-93.
- Grossman LI, 1969. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 28, 5, 746-52.
- Gultekin B, Gultekin P, Yalcin S, 2012. Finite element analysis—New trends and developments. Rijeka: Sciyo. InTech Europe.
- Gutmann J, Dumsha T, Lovdahl P, 2006. Problem-solving challenges in the revision of previous root canal procedures. *Problem Solving in Endodontics: Prevention Identification and Management*. 4th ed. St. Louis Missouri: Elsevier Inc, 239-80.
- Güler M, Sadri Ş, 2015. Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5, 1, 56-66.
- Hanci M, Bozdağ E, Arpacı A, 2000. *Biyomekanik*. İstanbul. Logos Yayıncılık, 10-55.
- Himel VT, 2006. Instruments, materials, and devices. *Pathways of the pulp*, 233-89.
- Holliday R, (2011). *Cohen's pathways of the pulp*, Nature Publishing Group.
- Hu T, Cheng R, Shao M, Yang H, Zhang R, Gao Q, Guo L, 2010. Application of finite element analysis in root canal therapy. *Finite Element Analysis*, 103.
- Hülsmann M, 1993. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology*, 9, 6, 223-37.
- Hülsmann M, Schinkel I, 1999. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*, 15, 6, 252-8.
- Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N, 1997. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clinical oral implants research*, 8, 1, 18-22.
- Ikebe K, Matsuda K-i, Kagawa R, Enoki K, Okada T, Yoshida M, Maeda Y, 2012. Masticatory performance in older subjects with varying degrees of tooth loss. *Journal of dentistry*, 40, 1, 71-6.
- Ingle J, Bakland L, 2002. *Endodontics* (5th edn). BC Decker, Hamilton.
- Ingle J, Beveridge E, 1985. *Endodontics*. 3rd. Philadelphia: Lea & Febiger, 178-80.
- Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC, 2008. *Ingle's endodontics* 6, Pmph usa, p.
- Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS, 2006. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics*, 32, 11, 1048-52.
- Jadhav GR, 2014. Endodontic management of a two rooted, three canaled mandibular canine with a fractured instrument. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17, 2, 192.
- Jafarzadeh H, Abbott PV, 2007. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of endodontics*, 33, 10, 1155-62.

- Joffe E, 1992. Management of vertical root fracture in endodontically treated teeth. *The New York state dental journal*, 58, 8, 25-7.
- Kim H-C, Cheung GS-P, Lee C-J, Kim B-M, Park J-K, Kang S-I, 2008. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel–titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *Journal of endodontics*, 34, 6, 743-7.
- Kim H-C, Lee M-H, Yum J, Versluis A, Lee C-J, Kim B-M, 2010. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *Journal of endodontics*, 36, 7, 1195-9.
- Kishen A, 2006. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic topics*, 13, 1, 57-83.
- Kishen A, Asundi A, 2005. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 73, 2, 192-200.
- Korkmaz F, 2008. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş ....
- Krell KV, Fuller MW, Scott GL, 1984. The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *Journal of endodontics*, 10, 6, 269-73.
- Küçük Kurt S, 2019. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 4, 701-10.
- Lam PP, Palamara JE, Messer HH (2005) Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *Journal of Endodontics* 31, 529–32
- Lambrianidis T, 2006. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endodontic Topics*, 15, 1, 56-74.
- Lea SC, Walmsley AD, 2009. Mechano-physical and biophysical properties of power-driven scalers: driving the future of powered instrument design and evaluation. *Periodontology 2000*, 51, 63-78.
- Levy G, 1990. Canal Finder System 89!!! Improvements and indications after 4 years of experimentation and use. *Revue d'odonto-stomatologie*, 19, 4, 327-36.
- Lim S, Stock C, 1987. The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filing compared with the stepback technique. *International Endodontic Journal*, 20, 1, 33-9.
- Maceri F, Martignoni M, Vairo G, 2007. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *Journal of Biomechanics*, 40, 11, 2386-98.
- Madarati A, Qualtrough A, Watts D, 2010. Endodontists experience using ultrasonics for removal of intra-canal fractured instruments. *International endodontic journal*, 43, 4, 301-5.
- Madarati A, Watts D, Qualtrough A, 2008. A survey on the experience of UK endodontists and general dental practitioners in the management of intra-canal fractured endodontic files. *International Endodontic Journal*, 41, 9, 816-

- Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM, 2013. Management of intracanal separated instruments. *Journal of endodontics*, 39, 5, 569-81.
- Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC, 2008. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *Journal of endodontics*, 34, 9, 1089-92.
- Magne P, 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*, 23, 5, 539-48.
- Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M, 1999. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International endodontic journal*, 32, 6, 436-43.
- Masserann J, 1971. "Entfernen metallischer Fragmente aus Wurzelkanälen"(Removal of metal fragments from the root canal). *Journal of the British Endodontic Society*, 5, 3, 55-9.
- Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J, 2002. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40, 1, 76-83.
- McGuigan M, Louca C, Duncan H, 2013. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *British dental journal*, 214, 8, 395-400.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13, 3.
- Middleton J, Jones M, Wilson A, 1996. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109, 2, 155-62.
- Mordohai N, Reshad M, Jivraj S, Chee W, 2007. Factors that affect individual tooth prognosis and choices in contemporary treatment planning. *British dental journal*, 202, 2, 63.
- Nagasawa S, 2007. The principle and some applications in dentistry of the finite-element method. *J Matsumoto Dent Coll*, 33, 10-20.
- Nagy C, Bartha K, Bernath M, Verdes E, Szabo J, 1997. The effect of root canal morphology on canal shape following instrumentation using different techniques. *International endodontic journal*, 30, 2, 133-40.
- Nevarés G, Cunha RS, Zuolo ML, da Silveira Bueno CE, 2012. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *Journal of endodontics*, 38, 4, 442-4.
- Ng YL, Mann V, Gulabivala K, 2010. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *International endodontic journal*, 43, 3, 171-89.
- Ni N, Ye J, Wang L, Shen S, Han L, Wang Y, 2019. Stress distribution in a mandibular premolar after separated nickel-titanium instrument removal and root canal preparation: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of International Medical Research*, 47, 4, 1555-64.
- Nicholls E, 1962. Treatment of traumatic perforations of the pulp cavity. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 15, 5, 603-12.
- Okiji T, 2003. Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. *Journal of endodontics*, 29, 7, 466-7.

- Ormiga F, Gomes JAdCP, de Araújo MCP, 2010. Dissolution of nickel-titanium endodontic files via an electrochemical process: a new concept for future retrieval of fractured files in root canals. *Journal of endodontics*, 36, 4, 717-20.
- Ossareh A, Rosentritt M, Kishen A, 2018. Biomechanical studies on the effect of iatrogenic dentin removal on vertical root fractures. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 21, 3, 290.
- Pai AV, Mir S, Jain R, 2013. Retrieval of a metallic obstruction from the root canal of a premolar using Masserann technique. *Contemporary clinical dentistry*, 4, 4, 543.
- Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH, 2010. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*, 36, 5, 775-80.
- Pantvisai P, Messer HH, 1995. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*, 21, 2, 57-61.
- Parashos P, Messer HH, 2006. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*, 32, 11, 1031-43.
- Park E, 2013. Ultrasonics in endodontics. *Endodontic Topics*, 29, 1, 125-59.
- Peters OA, 2004. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*, 30, 8, 559-67.
- Pettiette M, Conner D, Trope M, 2002. Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod*, 28, 3, 259.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G, 2009. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 35, 11, 1469-76.
- Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F, 2007. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of endodontics*, 33, 2, 81-95.
- Prado FB, Rossi AC, Freire AR, Caria PHF, 2014. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian journal of dental research*, 25, 3, 390.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL, 1997. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 23, 2, 77-85.
- Rahimi M, Parashos P, 2009. A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *International endodontic journal*, 42, 3, 264-70.
- Rambabu T, 2014. Management of fractured endodontic instruments in root canal: a review. *J Sci Dent*, 4, 2, 40-8.
- Rambabu T, 2014. Management of fractured endodontic instruments in root canal: a review. *J Sci Dent*, 4, 2, 40-8.
- Ramirez-Salomon M, Soler-Bientz R, de la Garza-González R, Palacios-Garza CM, 1997. Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *Journal of endodontics*, 23, 9, 586-7.
- RAMOĞLU S, Oğuz O, 2014. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 3, 175-80.
- Raul J-S, Deck C, Willinger R, Ludes B, 2008. Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice. *International journal of legal medicine*, 122, 5, 359-66.

- Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE, 2019. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11, Suppl 2, S85.
- Reeh ES, Messer HH, Douglas WH, 1989. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*, 15, 11, 512-6.
- Richman MJ, 1957. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *J Dent Med*, 12, 12-8.
- Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC, 1995. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Journal of endodontics*, 21, 7, 362-7.
- Rivera E, Walton R, 2008. Cracking the cracked tooth code: detection and treatment of various longitudinal tooth fractures. *Am Assoc Endodontists Colleagues for Excellence News Lett*, 2, 1-19.
- Rodrigues RB, Lima Ed, Roscoe MG, Soares CJ, Cesar PF, Novais VR, 2017. Influence of resin cements on color stability of different ceramic systems. *Brazilian dental journal*, 28, 2, 191-5.
- Roig-Greene JL, 1983. The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *Journal of endodontics*, 9, 9, 394-7.
- Romeed S, Fok S, Wilson N, 2006. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*, 33, 3, 209-15.
- Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ, 2013. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: strain measurement and stress distribution. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110, 2, 116-26.
- Ruddle C, (2002). *Nonsurgical endodontic retreatment in Cohen S, Burns RC editors: Pathways of the pulp, 875–929, ; Mosby, St, Louis.*
- Ruddle CJ, 1997. Micro-endodontic nonsurgical retreatment. *Dental Clinics of North America*, 41, 3, 429-54.
- Ruddle CJ, 2001. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent today*, 20, 60-7.
- Ruddle CJ, 2002. Broken instrument removal: the endodontic challenge. *Dentistry today*, 21, 7, 70-81.
- Ruddle CJ, 2002. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*.
- Ruddle CJ, 2004. Nonsurgical retreatment. *Journal of Endodontics*, 30, 12, 827-45.
- Ruddle CJ, 2005. The ProTaper technique: Shaping the future of endodontics. *Endod Topics*, 10, 213-6.
- Ruse, N. Dorin. "Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links." *Dental Materials* 24.12 (2008): 1717-1719.
- Sagsen B, Zortuk M, Ertas H, Er O, Demirbuga S, Arslan H, 2013. In vitro fracture resistance of endodontically treated roots filled with a bonded filling material or different types of posts. *Journal of endodontics*, 39, 11, 1435-7.
- Sakaria P, Choksi D, 2014. Retrieval of Separated Instrument from the Root Canal Using combined method of Masserann Instrument and Ultrasonics. *Dentimedia*, 6.
- Sano S, Miyake K, Osada T, 1974. A clinical study on the removal of the broken instrument in the root canal using Masserann Kit. *Kanagawashigaku*, 9, 1, 50-7.

- Sathorn C, Palamara JE, Messer HH, 2005. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *Journal of Endodontics*, 31, 4, 283-7.
- Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH, 2005. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *Journal of Endodontics*, 31, 4, 288-92.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH, 2000. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*, 26, 3, 161-5.
- Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G, 2004. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of endodontics*, 30, 6, 432-5.
- Schilder H, 1974. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 18, 269-96.
- Schilder H, 2006. Filling root canals in three dimensions. *Journal of endodontics*, 32, 4, 281-90.
- Seltzer NL, (1963). Diaper, Google Patents.
- Shahabinejad H, Ghassemi A, Pishbin L, Shahravan A, 2013. Success of ultrasonic technique in removing fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals and its effect on the required force for root fracture. *Journal of endodontics*, 39, 6, 824-8.
- Sheen C-Y, Dong J-K, Brantley WA, Han DS, 2019. A study of fracture loads and fracture characteristics of teeth. *The journal of advanced prosthodontics*, 11, 3, 187.
- Shen Y, Peng B, Cheung GS-p, 2004. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98, 5, 605-10.
- Shenoy A, Mandava P, Bolla N, Vemuri S, 2014. A novel technique for removal of broken instrument from root canal in mandibular second molar. *Indian Journal of Dental Research*, 25, 1, 107.
- Shetty P, Hegde A, Rai K, 2010. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34, 3, 281-5.
- Simon S, Machtou P, Tomson P, Adams N, Lumley P, 2008. Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dental update*, 35, 3, 172-9.
- Smith DC, 1993. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*, 6, 2.
- Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA, 2007. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *Journal of Endodontics*, 33, 5, 603-6.
- Soares CJ, Valdivia ADCM, Silva GRd, Santana FR, Menezes MdS, 2012. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Brazilian dental journal*, 23, 2, 135-740.
- Souter NJ, Messer HH, 2005. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of Endodontics*, 31, 6, 450-2.
- Spanaki-Voreadi A, Kerezoudis N, Zinelis S, 2006. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, 39, 3, 171-8.
- Stabholz A, Friedman S, Tamse A, (1994). *Pathways of the pulp*, St Louis: Mosby.
- Stenman E, Spngberg LS, 1990. Machining efficiency of Flex-R, K-Flex, Trio-Cut, and S files. *Journal of endodontics*, 16, 12, 575-9.

- Stock C, 1991. Current status of the use of ultrasound in endodontics. *International Dental Journal*, 41, 3, 175-82.
- Subbiya A, Cherkas PS, Vivekanandhan P, Geethapriya N, Malarvizhi D, Mitthra S, 2017. Effect of three different rotary instrumentation systems on postinstrumentation pain: A randomized clinical trial. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 20, 6, 467.
- Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U, 1998. Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 85, 1, 86-93.
- Suter B, Lussi A, Sequeira P, 2005. Probability of removing fractured instruments from root canals. *International Endodontic Journal*, 38, 2, 112-23.
- Tabassum S, Khan FR, 2016. Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *European journal of dentistry*, 10, 01, 144-7.
- Tajima K, Chen K-K, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H, 2009. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dental materials journal*, 28, 2, 219-26.
- Tamse A, 1988. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, 4, 5, 190-6.
- Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J, 1999. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *Journal of endodontics*, 25, 7, 506-8.
- Tartari T, Bachmann L, Zancan R, Vivan RR, Duarte MAH, Bramante CM, 2018. Analysis of the effects of several decalcifying agents alone and in combination with sodium hypochlorite on the chemical composition of dentine. *International endodontic journal*, 51, e42-e54.
- Terauchi Y, O'Leary L, Kikuchi I, Asanagi M, Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H, 2007. Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *Journal of endodontics*, 33, 5, 585-8.
- Terauchi Y, O'Leary L, Suda H, 2006. Removal of separated files from root canals with a new file-removal system. *Journal of endodontics*, 32, 8, 789-97.
- Thompson S, 2000. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*, 33, 4, 297-310.
- Torabinejad M, Walton RE, (2009). *Endodontics: Principles and Practice*. St. Louis: Saunders, Elsevier.
- Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y, 2011. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *Journal of endodontics*, 37, 11, 1512-5.
- Tsesis I, Fuss Z, 2006. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endodontic Topics*, 13, 1, 95-107.
- Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP, 2008. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *Journal of Endodontics*, 34, 6, 675-8.
- Ullmann CJ, Peters OA, 2005. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31, 3, 183-6.
- Ungerechts C, Bårdsen A, Fristad I, 2014. Instrument fracture in root canals-where, why, when and what? A study from a student clinic. *International endodontic journal*, 47, 2, 183-90.

- Versluis A, Messer H, Pintado M, 2006. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *International Endodontic Journal*, 39, 12, 931-9.
- Vouzara T, el Chares M, Lyroudia K, 2018. Separated instrument in endodontics: Frequency, treatment and prognosis. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 22, 3, 123-32.
- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36, 7, 463-71.
- Ward JR, Parashos P, Messer HH, 2003. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *Journal of Endodontics*, 29, 11, 756-63.
- Ward JR, Parashos P, Messer HH, 2003. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases. *Journal of Endodontics*, 29, 11, 764-7.
- Watanabe MU, Anchieta RB, Rocha EP, Kina S, Almeida EOd, Junior ACF, Basting RT, 2012. Influence of Crown Ferrule Heights and Dowel Material Selection on the Mechanical Behavior of Root-Filled Teeth: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21, 4, 304-11.
- Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L, 2007. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 33, 3, 276-9.
- Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T (1997) The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *Journal of Endodontics* 23, 533-4.
- Williamson AE, Sandor AJ, Justman BC, 2009. A comparison of three nickel titanium rotary systems, EndoSequence, ProTaper universal, and profile GT, for canal-cleaning ability. *Journal of endodontics*, 35, 1, 107-9.
- Wong R, Cho F, 1997. Microscopic management of procedural errors. *Dental Clinics of North America*, 41, 3, 455-79.
- Wu, Daming, et al. "The clinical treatment of complicated root canal therapy with the aid of a dental operating microscope." *International dental journal* 61.5 (2011): 261-266.
- Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G, 2011. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*, 37, 6, 758-63.
- Wu M-K, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR, 2000. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 89, 6, 739-43.
- Wycoff RC, Berzins DW, 2012. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *Journal of Endodontics*, 38, 8, 1118-20.
- Yared G, 2004. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 30, 6, 410-2.
- Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda oklüzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının 187 sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara,2016.

Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N, 2004. Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97, 4, 513-7.

