

Betül ÖZEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DENİZLİ-2024

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

ULTRASONİK CİHAZ YARDIMIYLA KIRIK EĞE
ÇIKARILMASI ESNASINDA KÖK YÜZEYİNDEKİ
SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Betül ÖZEN

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. İhsan Furkan ERTUĞRUL

DENİZLİ-2024

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**ULTRASONİK CİHAZ YARDIMIYLA KIRIK EĞE
ÇIKARILMASI ESNASINDA KÖK YÜZEYİNDEKİ
SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Betül ÖZEN

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Doç. Dr. İhsan Furkan ERTUĞRUL

DENİZLİ-2024

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (Proje No: 2023DİŞF001) desteklenmiştir

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Betül ÖZEN

İmza

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
TABLolar DİZİNİ	IX
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Geçmişten Günümüze Endodontik Eğelerdeki Gelişmeler	3
2.2. Kök Kanallarının Mekanik Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Ege Sistemleri	4
2.2.1. El ile Kullanılan Ege Sistemleri	5
2.2.2. Nikel-Titanyum Döner Ege Sistemleri	6
2.3. Kanal Tedavisi Sırasında Meydana Gelen Kırık Alet Komplikasyonları	22
2.4. Kök Kanalında Kırık Alet Bulunan Dişlerin Prognozu	23
2.5. Kök Kanal Aletlerinin Kırılma Nedenleri	24
2.5.1. Döngüsel Yorgunluk	25
2.5.2. Torsiyonel Yorgunluk	27
2.5.3. Mikroçatlaklar	28
2.5.4. Kullanılan Ni-Ti Alaşımın Türü	28
2.5.5. Farklı Anatomik Yapılar	29
2.5.6. Operatörün Tecrübesi	30
2.5.7. Kök Kanal Aletlerinin Dizaynı	31
2.5.8. Kök Kanalının Şekillendirilmesi Esnasında Kullanılan Kayganlaştırıcılar	32
2.5.9. Kök Kanalını Şekillendirme Tekniği	32
2.6. Kırık Alet Çıkartmak İçin Kullanılan Cihazlar, Kitler, Materyaller ve Teknikler	36
2.6.1. Ultrasonik Sistemler ve Uçları	36
2.6.2. Masseran Seti	37
2.6.3. IRS Seti	37

2.6.4. Operasyon Mikroskobu ve Rodium Ayna	38
2.6.5. Yağlar	38
2.6.6. Kimyasal Çözücüler	39
2.6.7. Mini Forseps	39
2.6.8. Tirnerf ve Pamuk	39
2.6.9. Wire loops	39
2.6.10. Endodontik Eğelerin Örülmesi	40
2.6.11. File Removal Sistem	40
2.6.12. Yumuşatılmış Gutta Perka Tekniği	41
2.7. Kök Yüzeyindeki Sıcaklık Artışının Periodontal Dokular Üzerine Etkisi	41
2.8. Kırık Aletlerin Çıkarılması Esnasında Ultrasonik Cihazların Kök Yüzeyindeki Sıcaklık Artışına Etkisi	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1. Dişlerin Seçim Kriterleri	44
3.2. Kök Kanallarının Hazırlanması	45
3.4. Deney Grupları	47
3.5. Periodontal Dokuları ve Vücut Sıcaklığını Yapay Olarak Taklit Eden Prototip Cihazın Özellikleri	48
3.6. Köklerin Yüzeyine Termokupl Yerleştirilmesi	48
3.7. Köklerin Prototip Cihaza Yerleştirilmesi ve Vücut Sıcaklığının Ayarlanması	50
3.8. Deneylerin Yapılması	52
4. BULGULAR	56
4.1. Verilerin Analizi	62
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	74
KAYNAKLAR	75
EKLER	96
EK 1. ETİK KURUL ONAY FORMU	96
EK 2. ÖZGEÇMİŞ	97

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, tez yazma sürecimde her daim desteğini hissettiğim, sabır, hoşgörü ve fikirleriyle bana yol gösteren sayın hocam Doç.Dr. İhsan Furkan ERTUĞRUL'a,

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerine başvurduğum, klinik deneyimlerini her daim özveriyle paylaşan ve asistanlarını bu konuda yüreklendiren, uzmanlık eğitimimde büyük emeği olan sayın hocam Doç. Dr. Samet TOSUN'a,

Her daim samimiyetlerini hissettiğim, her zorlu anımda bana destek olan ve asistanlık sürecimi keyifli hale getiren kıymetli arkadaşlarım Kübra, Nur Sena ve Ceylin'e

Berberer aynı klinikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarım Akif, Emine, Mert, Hayrettin, Cemile ve Özge'ye

Bugünlere gelmeme vesile olan, her daim desteklerini hissettiğim fedakâr anneme ve babama, bana ablalık duygusunu en güzel şekilde hissettiren kardeşlerime,

Mesleki bilgi ve becerilerini esirgemeyen, tezim için yaptığı çizimlerle çalışmama destek olan canım kardeşim Beyza Nur GÜL'e

İyi ve zor anlarımda her daim desteğini hissettiğim, zorlu tez sürecinde yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen, varlığı şükür sebebim olan sevgili eşim Mücahit ÖZEN'e

Tezimin istatistik kısmında emekleri olan sayın Çetin AKÇA'ya

Tez çalışmamızı destekleyen Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne çok teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Bu *in-vitro* çalışma kök kanallarından ultrasonik aletlerle kırık alet çıkarılması esnasında periodontal dokulara yansıyabilecek sıcaklık artışlarını ölçmeyi hedeflemektedir. Değerlendirme kriterlerimiz kırık alet çıkarmak için ultrasonik uç kullanılırken kök kanallarına uygulanan silikon yağının dış kök yüzeyinde oluşan sıcaklık artışına etkisinin değerlendirilmesidir.

Yöntem: Bu çalışmada çekilmiş 80 adet insan daimi mandibular azı dişi kullanıldı. Kronları kesilerek aynı uzunluğa getirilen kökler aynı döner alet eğeleri ile enstrümante edildi. Çentik atılan eğelerin kök kanallarında kırılması sağlandı. Kök yüzeyindeki sıcaklık artışının ölçülebilmesi için kök yüzeyine mikro termokupl adapte edildi. Örnekler aljinat protetik ölçü maddesine gömüldü. Kök kanalında kırılmış aletlerin uzaklaştırılması için ultrasonik cihaz kullanıldı. Uygulama esnasında deney gruplarının yarısında kök kanallarının içerisine silikon yağı uygulandı ve silikon yağının dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisi değerlendirildi. Aynı zamanda ultrasonik uçlar 30-60-90-120 sn olmak üzere farklı süreler boyunca uygulandı. Uygulama esnasında bir düzenek yardımıyla 37⁰C'ye getirilmiş olan ortamda dişlerin sıcaklık artışı sıcaklık kayıt cihazı ile kayda alındı. Verilerin analizi *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 26.0 Statistics* paket programı aracılığı ile yapılmıştır.

Bulgular: Silikon yağı kullanılan ve kuru olarak çalışılan gruplar arasında ultrasonik uçların 30 sn kullanımı sonrası oluşan sıcaklık artışları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Silikon yağı kullanılan grupta 60, 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışı, kuru olarak çalıştığımız gruptaki sıcaklık artışlarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0,05$).

Sonuç: Bu çalışmaya göre kök kanallarında silikon yağı kullanımı dış kök yüzeyinde sıcaklık artışına sebep olmuştur.

Anahtar kelimeler: Kırık alet, periodontal hasar, sıcaklık artışı, silikon yağı, ultrasonik

ABSTRACT

Objective: This *in-vitro* study aims to measure the temperature increases that may be reflected in periodontal tissues during the removal of broken instruments from root canals with ultrasonic instruments. Our evaluation criteria are to evaluate the effect of silicone oil applied to the root canals on the temperature increase on root surface while using an ultrasonic tip to remove broken instruments.

Method: 80 extracted human mature mandibular molars were used in this study. The roots, which crowns were cut and brought to the same length, were instrumented with the same rotary instrument files. The notched files were broken in the root canals. A micro thermocouple was adapted to the root surface to measure the temperature increase on the root surface. The samples were embedded in the alginate prosthetic impression material. An ultrasonic device was used to remove broken instruments in the root canal. During the application, silicone oil was applied into the root canals in half of the experimental groups and the effect of silicone oil on the temperature increase on the root surface was evaluated. At the same time, ultrasonic tips were applied for different periods of time: 30-60-90-120 seconds. During the application, the temperature increase of the teeth in the environment brought to 37⁰C with the help of a prototype device then data were recorded with a temperature recorder. The analysis of the data was done through the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 26.0 Statistics package program.

Results: No significant difference was found between the temperature increases after 30 seconds of use of ultrasonic tips between the groups in where silicone oil was used and those studied dry ($p>0.05$). The temperature increase at 60, 90 and 120 seconds in the group with silicone oil were significantly higher than other group without silicone oil ($p<0.05$).

Conclusion: According to this study, use of silicone oil in root canals caused increase of temperature on the root surface.

Key words: Broken instrument, periodontal damage, silicone oil, temperature increase, ultrasonic,

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Af	: östenit dönüşüm bitiş sıcaklığı
ark.	: arkadaşları
As	: östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı
CM	: Control Memory
dk	: dakika
EDM	: Electrical Discharge Machining
ISO	: International Standart of Organization
Mf	: martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı
ml	: mililitre
Ms	: martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
OTR	: Optimum Torque Reverse motion
psi	: Pounds Per Square Inch
rpm	: dakikadaki devir sayısı
SAF	: Self Adjusting File
sn	: saniye
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
TF	: Twisted Files
°C	: Santigrat derece

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Ni-Ti aletlerin martensitik dönüşüm mekanizması	13
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan One Curve döner alet eğeleri	45
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan alt 1. molarların kronları ayrılan mesial köklerden örnekler	46
Şekil 3.3. Modifiye edilmiş Gates Glidden şematik şekli	46
Şekil 3.4 Kök kanallarında döner alet eğesi kırılmış köklerin radyografik örnekleri 47	47
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan silikon yağı	48
Şekil 3.6. Termokupl ile kök arasındaki ısı iletimini sağlaması için kullanılan termal macun	49
Şekil 3.7. Termokuplu kök yüzeyine adapte edebilmek için kullanılan akışkan kompozit	49
Şekil 3.8. Deney için hazırlanan örneklerin şematik şekli a. termokupl, b. akışkan kompozit, c. kronundan ayrılmış kök, d. termal macun, e. kırık alet	50
Şekil 3.9. Prototip cihazın dış ve iç görüntüsünün şematik şekli	51
Şekil 3.10. Prototip cihaz ve aljinata gömülmüş diş görüntüsü	51
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan ultrasonik uç	52
Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihaz	53
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan sıcaklık kayıt cihazı	53
Şekil 3.14. Çalışmanın yapılabilmesi için kurulan düzeneğin görüntüsü	54
Şekil 3.15. Silikon yağı kullanılmayan gruptaki çalışmalarda sıcaklık kayıt cihazına kaydedilen grafiklerden bir örnek	54
Şekil 3.16. Silikon yağı kullanılan gruptaki çalışmalarda sıcaklık kayıt cihazına kaydedilen grafiklerden bir örnek	55
Şekil 4.1. Silikon yağı kullanımını ve cihaz tutulma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerine etkileri	56
Şekil 4.2. 30 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları	57

- Şekil 4.3.** 60 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları 58
- Şekil 4.4.** 90 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları 59
- Şekil 4.5.** 120 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları 59
- Şekil 4.6.** Silikon yağı kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık ortalamaları 61
- Şekil 4.7.** Silikon yağı kullanılan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları 61
- Şekil 4.8.** Silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları 62

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Ni-Ti döner eğe sistemleri nesilleri ve ticarileştirilmiş örnekleri	11
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara göre dağılımı	44
Tablo 4.1. Kırık eğe çıkarılması esnasında ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma süreleri ve silikon yağı kullanımına göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları	57
Tablo 4.2. Kırık eğe çıkarılması esnasında silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının karşılaştırılması	60

1.GİRİŞ

Kök kanal sisteminin hazırlanması kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biridir. Kök kanal sistemlerinin hazırlanması, karmaşık kök kanal sisteminin dezenfeksiyonu ile birlikte hem genişletilmesini hem de şekillendirilmesini içerir. Kök kanal sisteminden vital ve nekrotik dokuların, enfekte kök dentini ile birlikte çıkarılmasını ve yeniden tedavi durumunda metalik ve metalik olmayan engellerin kaldırılmasını içerir. İrrigasyon solüsyonları ve medikamentlerle dezenfeksiyonu kolaylaştırmak için kök kanal sistemini hazırlamayı amaçlar. Bu nedenle kanal hazırlığı enfeksiyonu ortadan kaldıran en temel aşamadır.¹

Kök kanallarından çıkarılamayan kırık aletler kök kanal sistemini tıkar ve temizleme, şekillendirme ve sızdırmaz bir kanal dolumunu engelleyebilir. Döner Nikel-Titanyum (Ni-Ti) endodontik aletlerin metal yorgunluğunun erken belirtileri genellikle tespit edilemez ve görünür bir deformasyon olmadan kırılabilirler. Kanal aletleri üretim aşamasındaki kusurlar dışında torsiyonel ve döngüsel yorgunluk sebebiyle de kırılmaktadır. Torsiyonel kırılmada kanal enstrümantasyonu sırasında aşırı apikal kuvvet uygulanması sonucu alet kanalda sıkışır ve dönmeye devam etmesi sonucu kırılır. Döngüsel yorulmaya bağlı kırılma ise kanal aletinin sıkışması sonucu gerçekleşmez, metal yorgunluğu nedeniyle oluşur. Kanal aletinin kavisli kanallarda kullanımı sonucu görülmektedir.²

Kök kanalında kırılan alet kök kanallarının yeterli şekillendirme, temizleme ve doldurulmasını engelleyebilir. Kırık alet vakalarının prognozunun normal vakalara göre daha kötü olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle kök kanallarındaki kırık parçanın belli bir süre takibinden sonra semptomlara bağlı olarak çıkarılması gerekebilir.³

Kırık aletlerin çıkarılması, cerrahi mikroskop ve ultrasonik kombinasyonunun mümkün kıldığı zorlu durumlardan biridir.⁴

Kırık aletleri çıkarma girişimleri sırasında, kırık alet özellikle kanal eğriliğinin içinde ve ilerisinde olduğunda, kök kanal perforasyonlarının meydana gelebileceği unutulmamalıdır. Bir diğer risk faktörü, kırık aletleri kök kanalından gevşetmek amacıyla ultrasonik titreşim kullanıldığında, aletlerin sekonder kırılma eğiliminin yüksek olmasıdır. Üçüncü risk faktörü ise kırık alet kanalın apikal üçte birlik kısmında

ise aletin apikal foramenden dışarı çıkma ihtimalinin olmasıdır. Bir diğer risk faktörü kırık alet kök kanalından gevşetildiğinde diğer kanallara girebilmesidir.⁵ Başka bir risk faktörü ise ultrasonik cihazlar kullanılırken dış kök yüzeyi sıcaklığının artmasıdır. Dentin düşük termal iletkenliğine rağmen ısıyı kökün dış yüzeyine ve dış destek dokularına ileterek periodonsiyumun zarar görmesine neden olur.⁶ 60 saniye boyunca 10 °C'lik sıcaklık artışının geri dönüşümlü doku hasarına yol açtığı rapor edilmiştir.⁷

8

Bu *in-vitro* çalışma kök kanallarından kırık alet çıkarılması esnasında periodontal dokulara yansiyabilecek sıcaklık artışlarını ölçmeyi hedeflemektedir. Sıfır hipotezi, kırık alet çıkarmak için ultrasonik uç kullanılırken kök kanallarına uygulanan silikon yağının dış kök yüzeyinde oluşan sıcaklık artışını düşüreceğidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Geçmişten Günümüze Endodontik Eğelerdeki Gelişmeler

İlk endodontik el eğesi 1838’de Edward Maynard tarafından ilk önce saat yaylarına daha sonra piyano tellerine çentik atılarak üretilmiştir.⁹

Kök kanalı şekillendirme aletleri genellikle metalden yapılır. İlk olarak, karbon çeliğinden üretilmişlerdir. Karbon çeliğinden yapılan kanal aletleri, yetersiz elastik özellikleri, kırılma olmaları, otoklav işlemleri ve yıkama solüsyonları ile korozyona uğramaları, 150 °C’den fazla ısıya dayanıklı olmamaları gibi nedenlerle kullanımı bırakılmıştır.¹⁰

Kök kanal aletlerinin herhangi bir standardizasyonunun olmadığı bir dönemde üretilen ilk fabrikasyon eğeler K tipi eğeler olup 1915’te piyasaya sürülmüştür. İlk olarak Kerr firması tarafından 1904’te hazırlanan bu eğe dizaynı, günümüzdeki birçok eğe ve reamer için öncü bir model olmuştur ve üreticisi olan Kerr firmasının ilk harfiyle, K tipi eğe olarak anılmaktadır.¹¹

1957’ye kadar çoğu endodontik alet 1’den 6’ya kadar 6 boyutta bulunuyordu. İtme-çekme, törpüleme hareketinde kullanılacak eğeler ve dönme hareketinde kullanılacak reamerlar vardı. Eğe boyutları arasında ve üreticiler arasında standardizasyon yoktu. 1957’de İsviçreli bir firma tarafından standardizasyon çalışmaları başlatılmıştır. 1958’de aletlerin konikliğini ve uzunluğunu standartlaştırmak için teklif sunulmuştur. Kanal aletlerinin kesici kısmının başladığı noktanın çapı D1, kanal aletinin bıçaklarının bittiği noktanın çapı D2 olarak adlandırılmıştır. Kesici kısım 16 mm olarak standardize edilmiştir. Her kanal aleti için, D1’den D2’ye 0.32 mm’lik sabit bir çap artışı ile elde edilen, %2 konikliğe sahip bir kanal aleti tasarlanması gerektiği, aletlerin 10 numaradan 100 numaraya kadar üretilmesi gerekliliği tavsiye edilmiştir.¹²

90’lı yıllara kadar endodontik aletlerin neredeyse hepsi paslanmaz çelikten üretiliyordu. Paslanmaz çelik aletlerin doğal sertliği, aletlerin boyutu arttıkça artar. Bu nedenle, yüksek boyutlu basit el aletleri kullanılarak kavisli kök kanalları hazırlanırken, basamak ve zipping perforasyon oluşabilir.¹³ Kavisli bir kök kanalı hazırlanırken, özellikle eğeleme hareketi kullandığında, geri yükleme kuvvetleri aleti

orijinal şekline döndürmeye çalışır. Bu nedenle kavisli kanallarda çelik aletlerin kullanım için önceden kavisli olması gerekir, bu da onların dönme hareketinde kullanılmasını etkili bir şekilde önler. Çok sert bir alet, içbükey (iç) tarafa göre dışbükey (dış) tarafta daha fazla kesecek ve böylece eğriyi düzleştirecektir. Kavisli kök kanallarının kanal yollarının düzleştirilmesi kök duvarlarının tehlikeli derecede incelmeye yol açabilir.¹⁴ Ni-Ti aletlerin esnekliği paslanmaz çelik aletlerden daha fazla olduğundan kök kanal anatomisine daha iyi uyum gösterir.¹⁵ Bu sebeple Ni-Ti kanal aletleri, son yıllarda kök kanal tedavisinde kullanılan önemli materyallerden biri olmuştur.

2.2. Kök Kanallarının Mekanik Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Eğe Sistemleri

Kök kanal enstrümantasyonu, aseptik çalışma koşulları altında endodontik aletlerin ve irrigasyon solüsyonlarının kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Kök kanal enstrümantasyonu, elle tutulan veya motorla çalıştırılan (döner) aletler kullanılarak gerçekleştirilebilir.¹⁴

ISO tarafından oluşturulan sınıflandırmaya göre endodontik aletler, el ile çalışan aletler (grup I) veya motorla çalışan aletler (grup II ve III) olarak gruplandırılabilir.

Grup I aletleri arasında tirnefler, H tipi, K tipi ve R tipi eğeler ve reamerlar bulunur. Bu grup aletlerin kullanım amacı pulpa dokusu ve kalıntılarının büyük ölçüde çıkarılmasıyla kanal debridmanı ve şekillendirilmesidir.

Grup II aletleri, sap kısmı angldruvaya takmak için mandallı bir adaptörle değiştirilen grup I aletleri olarak tanımlanabilir.

Grup III aletler, mandal tipi bir ataşmana sahip olmaları bakımından grup II aletlere benzerler, ancak tek bir metal parçasından üretilirler; mandal, shaft ve kesici kısmı tek parçadan oluşur. Bu grup aletler arasında Gates-Glidden, Peeso frezleri, döner sistem Ni-Ti eğeleri bulunur.¹⁰

2.2.1. El ile Kullanılan Eğe Sistemleri

El ile kullanılan eğe sistemleri paslanmaz elik ve Ni-Ti el aletleri olarak sınıflandırılabilir.

2.2.1.1. Paslanmaz elik El Aletleri

El ile kullanılan endodontik aletlerin çoğu paslanmaz çelikten üretilir. Kırılmaya karşı oldukça dirençlidirler.¹⁶

2.2.1.1.1. K-Tipi El Aletleri

K-tipi eğeler ve K-tipi reamerlar kare veya gen metal blokların uzun eksenleri boyunca bükülmesiyle üretilir. K-tipi aletler, kök kanallarında ilerlemek ve genişletmek için oldukça kullanışlıdır. K-tipi kesit tasarımı nedeniyle hem saat yönünde hem de saat yönünün tersi yönünde dentinde kesme etkinliği göstermektedir. Paslanmaz elik K-tipi eğelere bükme kuvvetleri neticesinde n eğim verilebilir.¹⁶ Ancak bu prosedür eğeyi önemli ölçüde zorlar. Oluklar arası mesafe sıkıştığında ya da aıldığında plastik deformasyon meydana gelebilir. Böylesi bir durumda özellikle saat yönünün tersine kullanımlarda alet kırılabilir.¹⁷

2.2.1.1.2. H-Tipi El Aletleri

H-tipi eğeler yuvarlak, paslanmaz elik tellerden tornalanmak suretiyle üretilirler.¹⁶ Bu grup aletler eğeleme hareketinde oldukça verimli kullanılırlar.¹⁸ Kırılma riski nedeniyle bu aletlerde rotasyonel çalışma hareketleri önerilmez. Trpleme hareketi ile dentin çıkıntılarının ortadan kaldırılmasında, geniş oval kanalların şekillendirilmesinde kullanılabilir. Ancak aşırı eğeleme kök duvarlarının önemli ölçüde incelmesine ve strip perforasyona neden olabilir. H-tipi eğelere n büküm yapılması yüksek gerilim alanlarına ve metal yorgunluğuna bağlı alet kırılmalarına neden olabilir.¹⁶

2.2.1.1.3. Tirnerfler

Metal tel bloklarda keskin, koronal açılı dikenli bir kesim ile üretilirler. Kök kanallarından vital pulpayı uzaklaştırmak için tasarlanmıştır. Kullanımı gitgide azalmakta olan tirnerfler kök kanallarındaki pamuk pelet ya da kurulama konları gibi materyallerin uzaklaştırılmasında faydalı olabilmektedir.¹⁶

2.2.1.2. Ni-Ti El Aletleri

Ni-Ti alaşımı ilk olarak 1963 yılında Donanma Mühimmat Laboratuvarı'nda ABD uzay programı için geliştirilmiş ve "nitinol" genel adı verilmiştir.¹⁹ Diş hekimliğinde ilk kez 1971 yılında Andreasen ve Hilleman tarafından kullanılmıştır.¹⁵ Düşük elastiklik modülü, şekil hafızası etkisi ve süper esnekliği nedeniyle ortodontik tellerin üretiminde kullanılmıştır. 1988'de Walia, Brantley ve Gerstein ortodontik telin işlenmesiyle yapılan ilk elde taşınır Ni-Ti endodontik aletlerini tanıtmıştır.²⁰

Paslanmaz çelik eğelerin yeterince esnek olmaması ve kırılma problemleri yeni materyallerin araştırılmasına neden olmuştur. Ni-Ti'den yapılan K tipi eğelerin eğilme ve bükülme özelliklerini ilk kez Walia ve ark.²⁰ incelemişlerdir. Bu araştırmacılar elastiklik modülünün düşük olması neticesiyle Ni-Ti eğenin paslanmaz çelik eğeden 2-3 kat daha esnek olduğunu ve yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.²¹ Esnek Ni-Ti el aletleri ile paslanmaz çelik eğeleri karşılaştırıldığında orijinal kanal yolunun korunması bakımından, ISO 30 no 'dan büyük boyutlarda Ni-Ti eğelerin üstün olduğu bulunmuştur.²² Esnek Ni-Ti aletlerin, paslanmaz çelik eğelere göre daha az kanal transportasyonuna neden oldukları, daha az miktarda dentin çıkardıkları, preparasyon süresini kısalttıkları, merkezde daha iyi kaldıkları ve yuvarlak kanal şekli oluşturdukları bildirilmiştir.²³ Ni-Ti aletlerin orijinal kanal anatomisini korurken, tehlikeli bölgelerde perforasyon oluşma riskini azalttıkları da rapor edilmiştir.²⁴

2.2.2. Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemleri

Ni-Ti alaşımından üretilen döner kök kanal aletleri, kök kanal tedavisinde önemli bir yer tutmaktadır. Ni-Ti aletleri oldukça esnek ve elastiktir.²⁵ Ni-Ti döner eğelerinin kök kanalının orijinal şeklini ve eğriliğini koruyan sürekli konikliği sağlaması sebebiyle çoğunlukla endodontik çelik aletlerle bağlantılı olan iyatrojenik enstrümantasyon komplikasyonları ortadan kalkmıştır. İlk ortaya çıktıklarından bu yana enstrüman tasarımı önemli ölçüde değişmiştir. Alet özellikleri alaşım tipine, koniklik derecesine ve kesit tasarımına göre belirlenir.¹⁴

Haapasalo ve Shen¹⁴, 2013 yılında Ni-Ti enstrümanlarını beş farklı nesil olarak sınıflandırmışlardır. Arias ve Peters²⁶ ilk 5 nesilde bahsedilmeyen önemli gelişmeler neticesinde Ni-Ti döner eğe sistemlerini 7 nesilde ele almışlardır. Bu nesilleri şu şekilde tanımlayabiliriz.

Birinci Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

İlk Ni-Ti döner aletler 1990'larda piyasaya çıkmıştır. Bu nesildeki en büyük yeniliklerden biri, ISO standartlarına göre 0,02 konikliğe sahip el eğeleri ile karşılaştırıldığında alet konikliğinin değişmesidir. Ni-Ti alaşımının paslanmaz çelikle karşılaştırıldığında esnekliği, aletin konikliğinin arttırılmasını ve kavisli kök kanallarının mekanik olarak güvenli bir şekilde hazırlanmasını mümkün kılmıştır. Birinci nesil döner aletler, kök kanalında kılavuz görevi gören yuvarlatılmış, kesici olmayan uçlarıyla karakterizedir. Klasik kesitsel tasarım, aletin pasif kesme eyleminden sonra dentinin dışarı atılmasına izin vermek için olukların yanındaki radyal alanlara sahiptir. Bu kesit, konik bir Ni-Ti telin şaftı etrafında eşit aralıklı üç U şeklinde oluğun işlenmesiyle oluşmuştur.²⁶

Birinci nesil döner aletler 250 ila 300 rpm arasında değişen düşük dönüş hızına sahiptir. Aletlerin döngüsel yorulma direnci düşüktür. Döner aletlerin güvenli kullanımı için düşük dönme hızında, kök kanallarında hafif apikal basınçla kısa süre kullanılması önerilmiştir.^{27 28} Bu nesildeki enstrümanlara ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), LightSpeed (Kerr, Brea, CA, ABD), Quantec (Kerr, Brea, CA, ABD) ve Greater Taper (Dentsply Maillefer, İsviçre) örnek verilebilir.²⁶

İkinci Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

İkinci nesil ile birinci nesil arasındaki farklar öncelikle enstrümanların tasarımıyla ilgilidir. Aletlerin kesiti büyük ölçüde değişmiş ve radyal alanlar ortadan kalkmıştır. İkinci nesil eğelerdeki pozitif eğim açıları, aktif kesmeyi sağlar ve dolayısıyla kök kanal hazırlığı için daha az alet kullanımına ihtiyaç duyulur. Tek bir aletin içindeki kesme kısımları boyunca birden fazla koniklik olması, kök kanalının farklı kısımlarında asimetrik kesme avantajı sağlar. İkinci nesil döner alet eğelerine en iyi örnek, yaygın olarak kullanılan ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner alet sistemidir. Sistem, "shapers" ve "finishers" olarak adlandırılan iki farklı türde altı ana enstrüman içerir. Shapers ve finishers arasındaki temel fark, kesme bıçakları boyunca koniklerin artan veya azalan gelişimidir. Shaper'lar koronal kısımlarında konikliği arttırırken, finisher'lar koronal kısımda konikliği azaltır. Bu tasarım, aletin kök kanalının koronal ve orta üçte birlik kısmını (shapers) veya apikal üçte birlik kısmını (finishers) hazırlamasına olanak tanırken, tüm aletler (SX hariç) çalışma uzunluğunda kullanılır. Aletin yalnızca daha

büyük konikliğe sahip alanları kök kanal duvarlarında temas eder. Bu ikinci nesile ait diğer sistemlere K3 sistemi (Sybron Endo, Glendora, CA, ABD), EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve üçgen kesitli Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) örnek verilebilir. Diğer bir yenilik ise örneğin Race ve EndoSequence aletlerinde yüzey kusurlarını azaltmak için taşlama işleminden sonra elektro-kimyasal cilalamanın kullanılmasıydı.²⁶

Üçüncü Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

Aletlerin tasarımındaki değişikliklere dayanan iki nesilden sonra üçüncü nesil kanal aletinin alaşımında değişim yapılmıştır.²⁶ Ni-Ti tellere uygulanan bir dizi termo-mekanik işlem, Ni-Ti alaşımının mikro yapısında bazı gelişmelere sebep olmuş ve hem esneklik hem de dayanıklılık açısından daha iyi özellikler ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu gelişme, Ni-Ti alaşımının sıcaklığa ve uygulanan gerilime bağlı olarak martensitik ve östenitik kristal kafesler gibi farklı kristal konfigürasyonları elde etme yeteneğine dayanmaktadır.²⁹ Önceki nesil aletler hem oda hem de vücut sıcaklığında östenitik formasyondadır. Martensitik faz ise nispeten düşük sıcaklıkta bulunur ve östenitik fazla karşılaştırıldığında doğası gereği daha esnektir. Bu nedenle ısıl işlem görmüş aletler daha yüksek martensitik faz içerir.³⁰

Birçok üretici kendi termo-mekanik işlemini geliştirmiş ve bunun sonucunda farklı faz dönüşüm sıcaklıkları ve davranışlarına sahip birçok yeni alaşım geliştirilmiştir. M-Wire ve R-fazı işlemleri Ni-Ti tellerinin ısıtılmasıyla daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasını sağlar. Daha sonra CM-Wire ile üretilen aletler piyasaya çıktı ve ardından "blue" ve "gold" alaşımlar piyasaya sürüldü. Bunlar, aletlerin yüzeyinde özel ısıtma ve soğutma işlemlerinin neden olduğu oksidasyondan kaynaklanan mavi ve altın renkli yüzey katmanından dolayı "blue" ve "gold" olarak adlandırılmıştır.³¹

Üçüncü nesil eğelere Profile Vortex ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN), HyFlex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre), ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK), K3XF (SybronEndo, Orange, CA), Twisted Files (TF; SybronEndo, Orange, CA, ABD), TYPHOON (DS Dental, Johnson City, TN) örnek verilebilir.¹⁴

Dördüncü Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

Bu dördüncü nesil ile önceki nesiller arasındaki temel fark, eski aletlerin saat yönünde sürekli dönüşü yerine farklı kinematik veya hareketlerin kullanılmasıdır. Yared³² bir vaka serisi aracılığıyla ProTaper F2 aletiyle şekillendirmenin ve klasik sürekli rotasyon yerine ileri geri hareketin çalışma süresini, maliyetini, alet kırılmasını azaltmak gibi bazı avantajlara sahip olabileceğini göstermiştir. Her ne kadar ProTaper F2 bu özel hareket için tasarlanmasa da, bu fikir, bu konsepti kullanarak kök kanallarını şekillendirmek için iki özel aleti hızla geliştiren üreticilere ilham vermiştir: Reciproc (VDW, Munich, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kanal aletleri üretildi. Her iki alet de M-Wire ile üretildi ve dolayısıyla üçüncü nesil aletlerin avantajlarından da yararlandı.²⁶

Hareketlerin daha da geliştirilmesi, uygulanan yüke göre eğenin hareketini değiştiren uyarlanabilir hareket adı verilen bir hareketle gerçekleştirildi. Bu harekette alet bir engelle karşılaştığında stres, motorun kinematiğinin rotasyondan reciproc harekete geçmesine neden olur.²⁶

Dördüncü nesil aletlere bir diğer örnek Self Adjusting File (SAF) (ReDent, Raanana, İsrail) dir. İçinden sürekli bir irrigasyon maddesi akışının sağlandığı, merkezi metal çekirdeği olmayan içi boş, sıkıştırılabilir bir Ni-Ti egesidir.³³ Birçok literatürde isminden bahsettirmesine rağmen klinik pratiğinde kendine kullanım alanı bulamamış ve piyasadan silinmiştir.

Beşinci Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

Beşinci nesil eğerlerde eğerlerin tasarımında değişiklik yapılmıştır. Önceki nesillerden temel fark, merkez dışı kesitlerin dâhil edilmesidir. Dengelenmiş bir dönme kütlesi, aletin kök kanalı içinde asimetric ilerlemesine olanak tanır ve dönüş sırasında mekanik bir hareket dalgası üretir. Bu tasarım aletin kanal duvarları boyunca temas veya kesme noktalarını azaltır, bazı kenarların kanallara temas etmemesine sağlar, aletin dentine bağlanmasını azaltır, eğenin kanalda sıkışma riskini azaltır ve daha iyi debris çıkarma için temassız alanı arttırmış olur.²⁶

Bu nesildeki eğerlere Revo-S (MicroMega, Besancon, Fransa) One Shape (MicroMega, Besancon, Fransa) ve ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) örnek verilebilir.¹⁴

Altıncı Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

Altıncı nesil eğelere kök kanalını Őekillendirmeden önce giriş yolunu oluşturmak için motorla çalışan eğeler dâhil edilmiştir. Çalışma uzunluğuna giden bir giriş yolunun oluŐturulması eğenin kanalda kilitlenmesini önleyerek burulma riskini azaltmak için önemli bir adımdır.³⁴

Giriş yolu hazırlığı başlangıçta el eğeleriyle gerçekleŐtirilmiŐ, ancak daha sonra süreci basitleŐtirmek için özel olarak Ni-Ti döner aletler kullanılmıştır. Döner aletlerle giriş yolu Őekillendirildiđinde kök kanalının orijinal morfolojisinin daha iyi korunduğu rapor edilmiştir.³⁵ Bu eğelere ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İŐvire) rnek verilebilir.²⁶

Giriş yolu eğelerinin geliŐtirilmesinin ardından, özel amaçlar göz önünde bulundurularak başka aletler geliştirilmiştir. Örneğin, ProTaper Retreatment kiti (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İŐvire), gta perkanın çıkarılmasını hızlandırmaya yönelik uç tasarımlarına ve boyutlara sahiptir. İrrigasyonun iyileŐtirilmesine yönelik geliŐtirilen eğeler de altıncı nesilde gruplandırılabilir. Bunlar arasında daha önce bahsedilen ve kendine kullanım alanı bulamamasına rağmen SAF veya endodontide yeni bir pencere aan XP Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İŐvire) yer almaktadır.²⁶

Yedinci Nesil Nikel-Titanyum Eğeler

Endodontik aletlerin üretiminde tamamen farklı tasarımların hayata geçirilmesine olanak sağlayan çeşitli üretim süreçleri geliştirilmiştir.

Yeni bir üretim süreciyle üretilen SAF, lazer kesim ile Şekil ayarlama işlemi sonucu üretilmiştir. Bu retim boş bir telden  boyutlu bir Őeklin oluŐturulmasına olanak tanır. Bu retim yöntemiyle oval kök kanallarının  boyutlu geometrisine uygun aletler geliştirilmiştir.³⁶ Ni-Ti alaşımının Şekil ayarı, mikro frezeleme yöntemiyle üretilmeyecek Őekilleri oluşturmak için kontrollü basınc ve sıcaklıkların uygulanmasını gerektirir. TRUShape (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD) ve XP Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İŐvire) gibi klinik olarak ilgili sıcaklık aralıklarında stabil olan eğeler bu nesilde sayılabilir. Uygun koşullar sağlandığında, daha önce bahsedilen XP Finisher gibi sıcaklık deđiŐiminde Şeklini değiştiren aletler üretmek de mümkündür.²⁶

Elektrik deşarjlı işleme (EDM) bir başka farklı üretim yöntemidir. EDM işlemi yoluyla aletler, bir dielektrik sıvının varlığında bir elektrot ile kontrollü kıvılcımlar oluşturularak temassız termal erozyonla üretilir.³⁷

Tablo 2.1. Ni-Ti döner eğe sistemleri nesilleri ve ticarileştirilmiş örnekleri

Nesil	Ticarileştirilmiş enstrüman örnekleri
1. Nesil Eğeler	ProFile, LightSpeed, Quantec, Greater Taper
2. Nesil Eğeler	ProTaper Universal, K3 sistemi, EndoSequence, Race
3. Nesil Eğeler	Profile Vortex ve Vortex Blue, HyFlex CM, ProFile GTX, K3XF, TFs, TYPHOON
4. Nesil Eğeler	Reciproc, WaveOne, SAF
5. Nesil Eğeler	Revo-S, One Shape, ProTaper Next
6. Nesil Eğeler	ProGlider, ProTaper Retreatment kiti, SAF, XP Finisher
7. Nesil Eğeler	SAF, TRUShape, XP Shaper, HyFlex EDM

2.2.2.1. Nİ-Tİ DÖNER ALETLERİN METALURJİK ÖZELLİKLERİ

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımları yaklaşık %56 (ağırlık) nikel ve %44 (ağırlık) titanyum içerir. Bu alaşımların genel adı 55-nitinol'dur; alaşımın mekanik özelliklerinde ve kristalografik düzenlemesinde benzersiz ve önemli değişikliklere neden olan atomik bağlanma türlerini değiştirme konusunda doğal bir yeteneğe sahiptirler. Bu değişiklikler sıcaklık artışı ve stresin bir sonucu olarak meydana gelir. Ni-Ti alaşımının yüksek sıcaklık aralıklarında kristal yapısı (100°C) kararlı, kütle merkezli kübik bir kafestir ve buna östenitik faz veya ana faz denir. Alaşım soğutulduğunda kristalde bir değişiklik olur bu faza martensitik faz denir. Harici bir kuvvet uygulanmadığı sürece, dönüşüm sırasında neredeyse hiçbir makroskobik şekil değişikliği tespit edilememektedir. Ni-Ti alaşımı martensitik fazda östenitik faza göre daha yumuşaktır. Alaşım ısıtıldığında Ni-Ti alaşımının özellikleri önceki yüksek sıcaklık değerlerine geri döner. Östenitik fazdan martensitik faza geçiş, kök kanal hazırlığı sırasında stres uygulamasının bir sonucu olarak da meydana gelebilir.²⁵

“R fazı”, ısıtma sırasında martensitten östenite ileri dönüşüm ve soğutma sırasında östenitten martensite ters dönüşüm sırasında oluşabilen eşkenar dörtgen yapıya sahip bir ara fazdır. Çok dar bir sıcaklık aralığında meydana gelir.³⁰

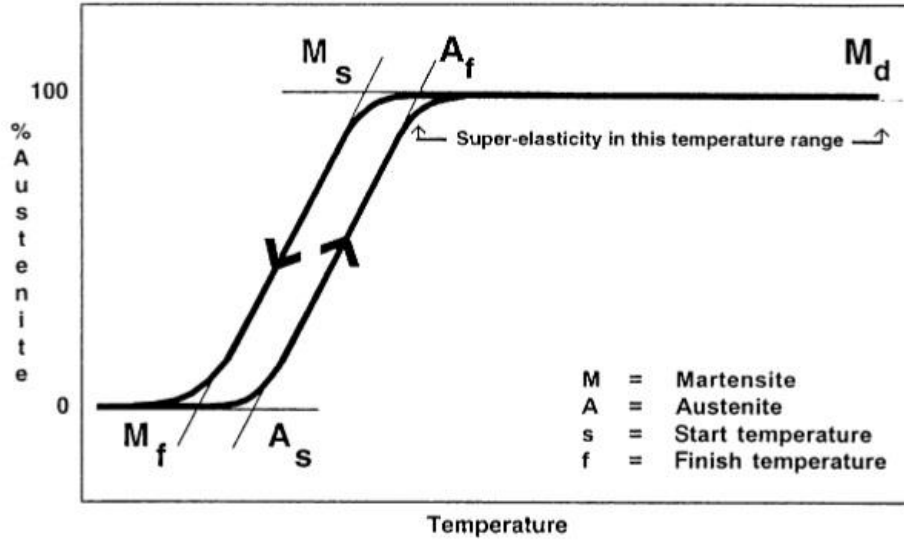
Alaşımın kimyasal bileşimine göre değişen bir sıcaklık olan martensitten östenite dönüşüm sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında alaşımın orijinal şeklini tamamen geri kazanma yeteneği şekil hafızası özelliğidir. Süper esneklik ise malzemenin deforme olsa bile, yük kaldırıldıktan sonra orijinal şeklini geri kazanma yeteneği

olarak tanımlanabilir. Süper esneklik ve şekil hafızası sergileyen çeşitli metal alaşımları arasında Ni-Ti, yüzey kaplaması titanyum oksit olması nedeniyle en iyi biyolojik uyumluluğa ve korozyon direncine sahiptir.³⁸

Ni-Ti alaşımlarının özel yetenekleri katı hal faz değişimiyle ilişkilidir. Martensitik dönüşüm, atomların kayma tipi bir mekanizma ile koordineli olarak hareket ettiği ve matrisin kimyasal bileşiminde herhangi bir değişiklik olmaksızın, yeni, daha kararlı bir kristal yapı halinde yeniden düzenlendiği, stresin uygulanmasıyla veya sıcaklığın azaltılmasıyla indüklendiği bir durumdur. Bu dönüşüm östenit faz ve martensit faz arasında meydana gelir.²⁵

Alaşımların soğumasının neden olduğu martensitik dönüşüm mekanizması tersinir, düzenli kendi kendine yerleşme mekanizması olduğundan, şekilde herhangi bir değişiklik yoktur.³⁹ Malzeme martensitik fazdayken ısıtılırsa martensit kararsız hale gelir ve ters dönüşüm meydana gelir. Böylece martensit, östenit fazına geri döner ve dönüşüm martensitik dönüşümün ters yolunu izler.⁴⁰

Martensit Ni-Ti ısıtıldığında östenite dönüşmeye başlar. Bu olgunun başladığı sıcaklığa östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (As) adı verilir. Bu olgunun tamamlandığı sıcaklığa östenit dönüşüm bitiş sıcaklığı (Af) adı verilir. Bu durum, bu sıcaklıkta ve üzerinde malzemenin şekil hafızalı dönüşümünü tamamlayacağı ve süper esneklik özelliklerini sergileyeceği anlamına gelir. Östenit Ni-Ti soğutulduğunda martensite dönüşmeye başlar. Bu olgunun başladığı sıcaklığa martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (Ms) adı verilir. Martensitin tekrar tamamen eski haline döndüğü sıcaklığa martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı (Mf) adı verilir.²⁵



Şekil 2.1. Ni-Ti aletlerin martensitik dönüşüm mekanizması ²⁵

Çoğu geleneksel süper elastik Ni-Ti eğelerinin Af sıcaklığı oda sıcaklığında veya altındadır, oysa yeni kontrollü bellek (CM) eğelerinin Af sıcaklığı vücut sıcaklığının üzerindedir. Sonuç olarak, geleneksel Ni-Ti eğeleri klinik kullanım sırasında östenit fazındayken, CM eğeleri çoğunlukla martensit fazındadır.⁴¹

Ni-Ti'nin martensitik formu olağanüstü yorulma direncine sahiptir. Martensit fazındaki aletler kolayca deforme olabilir, ancak dönüşüm sıcaklıklarının üzerinde ısıtıldıklarında şekillerini geri kazanırlar. Isıtma işlemi metali geçici olarak östenitik faza dönüştürür ve onu süperelastik haline getirir. Bu da eğenin tekrar soğumadan önce orijinal şeklini geri kazanmasını sağlar.⁴²

Pratik uygulamalar açısından Ni-Ti 3 farklı formda olabilir; martensit, stres kaynaklı martensit ve östenit. Malzeme martensit formundayken yumuşak ve sünektir ve kolayca deforme olabilir. Süper esnek Ni-Ti oldukça elastiktir, östenitik Ni-Ti ise oldukça güçlü ve serttir.⁴¹

Çoğu metalik malzeme, belirli sınırlar dâhilinde, oluşan deformasyonun uygulanan kuvvetle doğru orantılı olduğu elastik bir davranış sergiler. Bu ilişki Hooke Yasası olarak bilinir. Uygulanan kuvvet belirli bir sınırı aşarsa malzemede kalıcı deformasyona (plastik deformasyon) neden olur. Ancak Ni-Ti aletlerin elastik deformasyon sınırı yüksektir.²⁵

Ni-Ti döner aletlerin paslanmaz çelik aletlerle kıyaslandığında kök kanal hazırlığı için yaygın olarak kullanılmasının sebebi gelişmiş esneklik, verimlilik, kesme yeteneği gibi fiziksel özellikleridir.⁴³

Ni-Ti endodontik aletlerin özelliklerini değiştirmek için ısı işlemler kullanılmıştır. Bu özellikler Ni-Ti aletlerin endodontide kullanılmasının ana nedenleridir.⁴⁴

Son zamanlarda döner aletler için Ni-Ti tel boşluklarının yapısını optimize etmek amacıyla farklı bir yaklaşım kullanılmıştır. Klinik koşullar altında büyük ölçüde stabil martensit fazı içeren süper elastik Ni-Ti tel üretilmesi amacıyla bir dizi tescilli termomekanik işleme prosedürü geliştirilmiştir. Malzeme üretimi alanındaki bu gelişmeler, yeni nesil endodontik aletlerin geliştirilmesine yol açmıştır.³⁰

M-Wire 2007 yılında piyasaya sürülmüştür ve Ni-Ti tel bir dizi ısı işlem uygulanarak üretilmiştir. M-Wire aletleri arasında Dentsply'in ProFile GT Series X, ProFile Vortex ve Vortex Blue bulunmaktadır.³⁰

“R” fazı iyi süper esneklik ve şekil hafızası özellikleri gösterir; Young modülü tipik olarak östenitinkinden daha düşüktür. Bu nedenle, “R” fazlı telden yapılmış bir alet daha esnektir.⁴⁵

2008 yılında SybronEndo tarafından bir Ni-Ti endodontik alet olan TF eğeleri için yeni bir üretim süreci geliştirilmiştir. Üreticiye göre TF eğeleri, östenit fazındaki ham bir Ni-Ti telin termal bir işlem yoluyla “R” fazına dönüştürülmesiyle geliştirilmiştir.³⁰ TF eğeler geleneksel Ni-Ti eğelere göre daha yüksek bir yorulma direncine sahiptir.⁴⁶

Ni-Ti alaşımının süper esnekliği, alaşımın kalıcı olmayan deformasyona uğraması nedeniyle spiral şeklini koruyamayacağı anlamına gelir; bu nedenle süper elastik Ni-Ti aletlerinin üretiminde başlangıçta taşlama tekniği kullanılmıştır. Bunun aksine TF, büküm yöntemiyle üretilen bir Ni-Ti döner eğesidir. Östenit Ni-Ti telinin termal bir işlemle R fazına dönüştürülmesiyle üretilir. R fazındaki tel bükülebilir. Yeni şeklini korumak için ilave termal işlemlerden sonra alet, bir kez strese maruz kaldığında süper elastik olan östenit fazına geri dönüştürülür. Bu tescilli teknoloji, TF Ni-Ti eğelerinin faz bileşenlerini ve özelliklerini optimize etmek için kullanılmıştır.⁴⁷

CM Wire 2010 yılında piyasaya sürülen, esnek özelliklere sahip yeni bir Ni-Ti alaşımıdır. CM Ni-Ti eğeleri, malzemeyi son derece esnek hale getiren, malzemenin hafızasını kontrol eden özel bir termomekanik işlem kullanılarak üretilmiştir. Hem HyFlex hem de TYPHOON, CM Wire'dan yapılmıştır.³⁰

CM Wire ve M-Wire alaşımları östenit dönüşüm sıcaklıklarını arttırmıştır. Termomekanik işlemlerle üretilen CM Wire ve M-Wire, büküm yöntemiyle üretilen TF ve geleneksel süper elastik Ni-Ti telinin Af'si sırasıyla yaklaşık 55°C, 50°C, 17°C ve 16°–31°C'dir.⁴²

Geleneksel süper elastik Ni-Ti eğesi östenit bir yapıya sahiptir. Isıl işlem görmüş Ni-Ti eğesi (örneğin, TYPHOON CM ve Vortex) esas olarak vücut sıcaklığında martensit fazda olacaktır.⁴²

CM tellerinin martensit faza dönüşüm için kritik gerilim, oda sıcaklığında ve 37°C'de 128–251 MPa aralığındadır; bu değer süper elastik Ni-Ti tellerinin gerilim kaynaklı martensit dönüşümü için kritik gerilimden çok daha düşüktür (490–582MPa).⁴²

CM Tellerinin nihai gerilme mukavemeti (yaklaşık 1094 MPa) süper elastik Ni-Ti tellerinkinden (yaklaşık 1415 MPa) daha düşüktür. Bununla birlikte, CM tellerinin kırılmadan önceki maksimum gerilimi (%58,4–%84,7) süper elastik Ni-Ti tellerinkinden (%16,7–%27,5) çok daha yüksektir. Bu sonuçlar, geleneksel süper elastik Ni-Ti tel ile karşılaştırıldığında CM telinin üstün esnekliğini göstermektedir.³⁰

Süper elastik Ni-Ti alaşımının yeni tasarımları, ısıl işlemleri, daha önce açıklanan farklı nesil aletlerde uygulanan hareketler ve üretim teknikleri, endodontik aletlerin kesme verimliliğini, döngüsel yorulma direncini ve burulma performansını önemli ölçüde etkilemiştir.²⁶

Birinci ve ikinci nesilde temel fark, dentini kesme yeteneği ile ilişkilidir. İlk nesil aletler radyal alanlara ve dolayısıyla nötr kesme açılara sahiptir. İkinci nesil, pozitif kesme açılara sahip aktif kesen bıçaklar içeriyordu. Kesitsel tasarımdaki değişiklikler kesme verimliliği açısından belirleyici bir parametredir. Üçlü U kesitli tasarımlar, dışbükey üçgen, S şekilli ve üçgen kesitlerle karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha düşük penetrasyon derinlikleri göstermiştir.⁴⁸ Radyal alanlar kök kanal

duvarlarında daha fazla sürtünme oluştururken aktif kesici kenarlar dentini keserken daha etkilidir. Sertlik ve esneklik aletin koniklik, heliks açısı ve kesit tasarımı gibi geometrik tasarımlarıyla ilgilidir.²⁶

İkinci neslin ortaya çıkması hibrit tekniklerle kanal hazırlığı yapılmasını sağlamıştır. Kök kanalının farklı bölümlerinin her iki nesle ait aletlerin kombinasyonu ile hazırlanması, her iki neslin avantajlarından faydalanılmasını sağlar.⁴⁹

Üçüncü nesilde daha esnek alaşımların kullanıma sunulması, kök kanalının orijinal anatomisini daha iyi koruyabilen verimli kesitlerin kullanılmasına olanak sağlamıştır.²⁹

Martensitik alaşımlar büyük esnekliğinin yanında kabul edilebilir bir kesme verimliliği göstermiştir.⁵⁰ Dördüncü nesilde önerildiği gibi farklı hareketlerle çalışan aletler, uzun süreli kullanım sonrasında benzer kesme verimliliği göstermektedir.⁵¹

Geleneksel 1. ve 2. nesil süper elastik Ni-Ti egesi oda ve vücut sıcaklığında östenit fazda bulunur.⁵² Alaşımın doğası ve üretim süreci egeinin mekanik davranışını büyük ölçüde etkilemektedir.⁵³

Isıl işleme tabi tutulan 3., 4. ve 5. nesil Ni-Ti egeileri, vücut sıcaklığında östenit ve martensit fazların bir karışımını içerir.⁵²

Giriş yolu hazırlığı için tasarlanmış aletler için kesme yeteneği önemlidir. Reciproc olarak kullanılanlar, sürekli rotasyonda kullanılan aletlere göre daha verimli kesme özelliğine sahiptir.⁵⁴

Motorla çalıştırılan Ni-Ti aletlerle ilgili dezavantaj, şekillendirme sırasında kök kanalı içinde kırılmanın meydana gelmesidir. Üçlü U kesitli ve hazır ısıl işlem görmemiş Ni-Ti alaşımlarından üretilen ilk nesil aletler, kavisli kök kanallarında torsiyonel ve döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılmaktadır.⁵⁵ 3. nesil ve sonraki gelişmeler, döngüsel yorgunluk direnci açısından önemli faydalar sağlamıştır.²⁶

2.2.2.2. Ni-Ti Döner Aletlerin Kinematığı

Ni-Ti alaşımlarının piyasaya sürülmesi ve ardından mekanik preparasyonun otomasyonu kök kanal hazırlığı ihtiyaçlarını daha fazla karşılayabilecek, kök-kanal tedavilerinin daha kısa sürede ve hem diş hekimi hem de hasta için daha fazla konforla gerçekleştirilebilmesini sağlayan aletlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Son yıllarda Ni-Ti aletlerde yeni hareket stratejilerinin dâhil edilmesi ve hibridizasyonu gibi birçok değişiklik gözlemlenmiştir.⁴⁰

Farklı Ni-Ti alaşımlarından, ısıl işlem görmüş veya başka şekilde üretilmiş, hem süper elastik hem de şekil hafızalı özelliklere sahip, dönme veya ileri geri hareket eden kinetik, merkezi veya eksantrik hareket kullanan 160'tan fazla otomatik enstrümantasyon sistemi mevcuttur.⁴⁰

1980'lerin sonlarında tanıtılan rotasyon hareketi, bugün hala piyasadaki mekanik hazırlama sistemlerinin çoğunda kullanılmaktadır. Ni-Ti eğelerini kök kanalı içinde tam dönüşte (360°) hareket ettiren elektrik motorları ve redüksiyonlu anguldruvalar tarafından gerçekleştirilir. Ancak endodontik aletlerin kırılma riskini en aza indirmek amacıyla yeni mekanize teknikler önerilmiştir. Resiprokal hareket saat yönünde ve saat yönünün tersine dönme açılarında hareket eder ve Ni-Ti eğelerini çalıştıran elektrik motorları ve anguldruvalarda kullanılır.⁴⁰

Resiprokal Hareket

Yared³² tüm kanal hazırlığının tek bir F2 ProTaper eğe ile ileri geri hareket kullanarak, saat yönünün tersine ve saat yönünde farklı rotasyon açılarıyla yapıldığı ve aletin çok az apikal basınçla ilerletilmesini kolaylaştırdığı bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu yeni tekniğin hedefleri çalışma süresini, maliyeti ve çapraz kontaminasyon riskini azaltmak ve şekillendirme prosedürünün güvenliğini arttırmaktır.

Resiprokal hareket, kök kanalı şeklinde minimum bozulma ile eğriliği koruduğu kanıtlanmış dengeli kuvvet tekniğinin bir evrimidir.⁵⁶

Resiprokal hareketle döngüsel yorgunluk sonucu eğenin kırılma riski azalır çünkü ileri geri hareket, aktif kanal şekillendirme işlemi sırasında eğeye uygulanan torsiyonel stresi azaltır.⁵⁷

Ayrıca eğe sayısındaki azalma ile apikal debris ekstrüzyonunun ve nöropeptid salınımının azaltılabileceği, dolayısıyla semptomatik apikal periodontitis prevalansının azaltılabileceği düşünülebilir.⁵⁸

Bu teknik ile kök kanal sisteminin konik şekilde şekillendirilmesini sağlamak için sıralı eğelerin kullanılması gerekmediğinden, çalışma süresini kısaltarak geleneksel döner eğe sisteminden daha hızlı çalışılmasını ve hem hasta hem de klinisyen için daha konforlu çalışılmasını sağlar.⁴⁰

Her ikisi de M-Wire alaşımından yapılmış olan Reciproc ve WaveOne sistemleri gibi tek eğe ile kanal hazırlığı için yeni resiprokal aletler geliştirilmiştir. M-

Wire alaşımı, Ni-Ti aletlerinin esnekliğini ve mekanik gücünü önemli ölçüde artırabilen diferansiyel bir ısıl işlem kullanılarak hazırlanır.⁵⁹ Bu iki alet sistemi, vidalanmayı önlemek amacıyla dentini kesmek için başlangıçta saat yönünün tersine (Reciproc 150°, Wave One 170°) ve saat yönünde (Reciproc 30°, WaveOne 50°) dönerek merkezi ileri geri hareketle çalışır. Dönme açıları, aletin dentine bağlanması durumunda kırılması için gerekli olan derecenin altında olacak şekilde hesaplanmış, böylece daha güvenli bir teknik sağlanmıştır. Çoğu sistem saat yönünün tersine kesim yaparken, saat yönünde kesme hareketi yapan sistemler de vardır (Genius – Ultradent, Pro Design S – Easy).⁴⁰

Resiprokal hareketin, aletin esneme bölgesinde daha düşük çekme ve basınç gerilimine neden olduğunu, dolayısıyla sürekli dönme hareketiyle karşılaştırıldığında daha fazla yorulma direnci sağladığını göstermiştir.⁶⁰

Bununla birlikte, kanal hazırlığı sırasında yalnızca bir alet kullanımı, çok eğeli sıralı sistemlere göre mekanik enstrümantasyon sırasında daha büyük stresler oluşmasına sebep olabilir. Tek eğeli resiprokal sisteminin kullanımı, çok eğeli döner sistemlerle karşılaştırıldığında dentin kusurlarının görülme sıklığı artırabilmektedir.⁶¹

Reciproc blue CM (VDW GmbH, Münih, Almanya) eğeleri orijinal Reciproc eğelerinin ısıl işlem göreyerek geliştirilmiş versiyonlarıdır. Bu eğeler döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç ve daha fazla esneklik sağlarlar. Reciproc blue'nun geometrisi, boyutu ve tasarımı geleneksel Reciproc eğeleriyle aynıdır; ancak Reciproc blue benzer yüzey özelliklerini korurken mikro sertliği azaltılmıştır.⁶²

Üretici firma, Reciproc blue kullanılmadan önce bir giriş yolu oluşturulmasını ve çalışma uzunluğuna ulaşmak için dikkatli bir ileri geri hareket (pecking motion) ile kullanılmasını önerir. Reciproc blue'nun diğer bir avantajı, eğenin önceden bükelebilmeye özelliğidir.⁶³

Wave One eğeleri kesici kısmı boyunca farklı çapraz kesitlere sahiptir. Bu eğeler en uç noktasından D8 noktasına (sekizinci milimetre) kadar modifiye edilmiş dış bükey üçgen çapraz kesite sahiptir ve üç kesici kenarı saat yönünün tersine yönlendirilmiş bir biçimde tasarlanmıştır. D9'dan D16'ya kadar dış bükey üçgen çapraz kesite sahiptir. Eğenin konikliği ise ilk üç milimetrede sabittir, daha sonra azalmaktadır. Bu sistemin yerini, güç ve esneklikte kayda değer bir iyileşme sağlayan Wave One Gold almıştır.⁶⁴

Uç çaplarının değişkenliği, klinisyenin pratikte yaygın olarak bulunan çok çeşitli apikal çapları ve kök kanalı anatomilerini hazırlamasına olanak tanır. Azaltılmış koniklik ise D16'da (preparasyonun servikal bölgesi) daha fazla dentin korunmasıyla daha konservatif bir preparasyon sağlar. Wave One Gold tasarımı, 85° rake açısı olan dört kesici kenara sahiptir. Ancak her 200 mikronda yalnızca iki kesici kenar kanal duvarlarıyla kalıcı temas halindedir. Bu da kök kanalının uzunlamasına ekseninde aletin merkezde kalmasını sağlar. Yalnızca bir kesici kenarın kanal duvarı ile temas halinde olduğu Dentsply patentli kesiti, eğe ile kanal duvarı arasındaki temas alanını azaltarak konik kilitlemeyi azaltır. Aletin aktif kısmı boyunca 24°'lik sabit bir rake açısına sahip tasarımı çok az vidalama etkisi sağlar. Ayrıca bu tasarım debrisleri daha iyi çıkarmak için ek alan sağlar. Bu tasarım özellikleri bir araya geldiğinde etkin bir resiprokal hareket sağlar. Böylelikle eğenin üzerine gelen kuvvet dağılımlarını dengeler ve güvenli bir kesme hareketi sağlar.⁴⁰

Rotasyonel Hareket

1980'lerin sonlarında tanıtılan rotasyonel hareket, bugün hala piyasadaki sistemlerin çoğunda kullanılmaktadır. Rotasyonel Ni-Ti eğeleri kök kanalı içinde tam dönüşte (360°) hareket eder. Bu hareket elektrik motorları ve redüksiyonlu angldruvalar tarafından gerçekleştirilir.⁴⁰

Kombine Hareket (Rotasyonel – Resiprokal)

Bazı döner alet sistemleri rotasyonel ve resiprokal hareketleri beraber kullanacak şekilde tasarlanmıştır.

2016 yılında tanıtılan Genius sistemi (Ultradent, South Jordan, UT, ABD), rotasyonel ve resiprokal (90° saat yönünde, 30° saat yönünün tersine) harekette kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Kanal hazırlığı ilk önce rotasyonla gerçekleştirilir, bu kanalın daha güvenli bir şekilde açılmasını sağlar; daha sonra preparasyonu bitirmek için respirokasyon hareketi kullanılır. Bu hareket sayesinde kök kanalından dentinin çıkarılması daha kolaylaşırken debris ekstrüzyonunun azaldığı görülmüştür. Genius sistem eğeleri saat yönünde pozitif eğim açalarına sahip S şeklinde bir kesite sahiptir. Isıl işlem görmüş Ni-Ti alaşımından yapılmıştır.⁴⁰ Özyürek ve ark.⁶⁵ çift kavisli kanallarda Genius sisteminin Reciproc Blue ve Wave One Gold sistemlerine göre torsiyonel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğunu bulmuşlardır. Cavalli ve ark.⁶⁶ Mtwo, Reciproc ve Genius sistemleriyle yaptıkları tedavilerde tek köklü dişlerde benzer oranda bakteriyel ve endotoksin azalması gözlemlemişlerdir.

Sybron Endo tarafından, kullanım sırasında alete uygulanan yükü algılayabilen ve dönme direncinde bir artış olduğunda rotasyon hareketinden resiprokal harekete geçiş yapabilen Elements motor piyasaya sürülmüştür. Rotasyon döngüsü sırasında motor, eğinin torsiyonel gerilimlere uyum sağlamasına izin vermek için her 600° ilerlemede kısa süreliğine durur. Motor dönme direncinde artış olduğunda resiprokal harekete geçer ve saat yönünde 370° ve saat yönünün tersine 50° döner. Bu durum aletin kırılma riskinde önemli bir azalma sağlar.⁶⁷

Twisted File Adaptive System (SybronEndo, Orange, CA, ABD), TF Sistem'in yeniden düzenlenen bir çeşididir. Aynı tasarım özelliklerine, R fazı ısıl işlemine ve büküm yöntemiyle üretim sürecine sahiptir. Elements motorun Twisted File Adaptive System için kullanılması önerilir.⁶⁸

Optimum Torque Reverse motion (OTR) simetrik resiprokal hareket eden kinematiğin avantajlarından yararlanmak ve dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla geliştirilmiştir. Rotasyon hareketi sırasında tork otomatik olarak ölçülür. Dolayısıyla, sunulan tork önceden tanımlanan belirli bir eşikten büyükse cihaz saat yönünün tersine ve saat yönünde 90°'lik bir hareket gerçekleştirir. Bu işlem,

mevcut tork eşik değerinden daha düşük olana kadar ve sonrasında rotasyon hareketi yeniden sağlanana kadar tekrarlanır. Bu kinematik, saat yönünde aktif kesme açısı sunan herhangi bir Ni-Ti sistemiyle kullanılabilir. Son zamanlarda Pèdulla ve ark.⁶⁹ OTR hareketinde kullanılan farklı aletlerin rotasyon hareketine kıyasla döngüsel yorulmaya karşı daha fazla direnç gösterdiğini bildirmişlerdir.

Eksantrik Dönme Hareketi

Bazı sistemler, eğelerin bazı özelliklerinden dolayı eksantrik veya dönme eksenini merkezden uzakta olacak şekilde asimetrik olarak dönerler. Bu sistemler arasında asimetrik dikdörtgen kesitli ProTaper Next sistemi ve 35°C ve üzerindeki sıcaklıklarda çekirdek boyutu genişleyebilen XP-endo Shaper (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) yer almaktadır.⁴⁰

TruShape sistemi, aletlerin değişken konikliği ve eksantrik kütle merkezi ile değiştirilmiş kesiti sayesinde asimetrik dönme hareketi gerçekleştirir. Böylece kesitin yalnızca iki noktası dentin duvarlarına temas eder.⁷⁰ TruShape aletleri ısı işleme tabii tutulur ve uzun eksenleri S şeklindedir, çapraz kesitleri üçgen şeklindedir ve 0,06'lık bir konikliğe sahiptir ancak özel şekli nedeniyle aletin genel konikliği değişkendir.⁷¹ TruShape sistemi daha konservatif preparasyonlara olanak sağlar. Bu nedenle özellikle düzensiz geometri kanallar için tavsiye edilir.⁷² Ayrıca yapılan çalışmalar sonucunda bu sistemin oval kanallarda bakterileri yok etmede TF sistemine göre daha etkili olduğu görülmüştür.⁷³

Transaksiyel Hareket

Tasarımı ve kinematığı mevcut sistemlerden tamamen farklı olan SAF eğeleri, silindirik şeklinde içi boş bir Ni-Ti eğesidir. Kök kanalının duvarlarına uyum sağlayabilen aşındırıcı yüzeye sahip ince bir Ni-Ti ağ yapısına sahiptir. Eğe, enstrümantasyon sırasında sürekli bir irrigasyon akışı sağlayan bir irrigasyon cihazına (VATEA, ReDent-Nova) bağlı olarak çalışır. El aleti 3000 ila 5000 titreşim/dakika frekans ve 0,4 mm genlik ile dikey olarak titreşirken, içeri ve dışarı gagalama hareketiyle çalıştırılır. Enstrümantasyon kanal başına toplam 4 dakikalık enstrümantasyon süresi için 2 dakikalık iki döngü olacak şekilde gerçekleştirilir. Eğenin kanal duvarlarıyla yakın çevresel temasıyla birleşen gagalama hareketi, kanalın çevresinde yaklaşık 60 ila 75 mm kalınlığında bir dentin tabakasının çıkarılmasına olanak tanır.⁷⁴

2.3. Kanal Tedavisi Sırasında Meydana Gelen Kırık Alet Komplikasyonları

Kök kanal sisteminin uygun olmayan şekilde şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve doldurulması endodontik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkiler. Enfeksiyonun da eşlik ettiği vakalarda kırık alet parçası kanalın apikal kısmına erişimi kısıtlayarak ideal asepsi, dezenfeksiyon ve üç boyutlu kanal dolumu sağlanmasını engeller. İdeal koşullarda tamamlanamayan tedavi sonucunda, başarısızlık belirtisi olan apikal lezyon oluşma riski artar.⁷⁵

Kırık aletin çıkarılması sırasında ise dişin zayıflaması veya perforasyon oluşması gibi komplikasyonlar bulunmaktadır. Kırık aletin çıkarılması esnasında dişte aşırı madde kaybı olacağı öngörülüyor ve prognozu tehlikeye atacağı düşünülüyorsa kırık parçayı by-pass etmek ya da yerinde bırakma seçenekleri değerlendirilmelidir.⁷⁵ Periapikal lezyon ve kırık alet varlığında en iyi konservatif yaklaşım ise kırık aletin çıkarılmasıdır.⁷⁶

Kırık aletin çıkarılmasından sonra basamak oluşumu yaygın görülen bir komplikasyondur. Basamak genellikle kök kanal sisteminin istenilen uzunlukta hazırlanmasını ve doldurulmasını engeller.⁷⁷ Basamaklar aynı zamanda dikey kök kırılmasına sebep olabilecek potansiyel stres yoğunlaşma alanlarıdır.⁷⁸ Basamaklar büyütme yardımıyla, büyük konikliğe sahip bir döner eğe veya önceden eğim verilmiş bir el eğesi yerleştirilerek ve 1 ila 2 mm genlikli aksenal eğeleme hareketi uygulanarak azaltılabilir. Basamak kök kanalının apikal üçlüsünde konumlanmış ve düz bir hat erişimi mevcutsa, esnek bir döner alet ile çıkıntı atlanabilir. Alet, dışarı doğru bir fırçalama hareketiyle kullanıldığında çıkıntı düzeltilebilir. Bununla birlikte, kök kanalı terminaline yakın bir basamak düzeltilirken çok dikkatli olunmalıdır çünkü bu, kalan duvar kalınlığında aşırı azalmaya ve kök perforasyonuna yol açabilir.⁷⁹

Kırık parçayı çıkarmak için kullanılan aletler de kırılabilir ve tedaviyi daha da karmaşık hale getirebilir. Kırık parça; H-tipi eğeler, K-tipi eğeler ve ultrasonik uçlarla ile çıkarıldığında bu durumun ortaya çıkma olasılığı daha yüksektir.^{80, 81} Ultrasonik uçlar düşük güç ayarında ve görüşün sürekliliğini sağlamak için irigasyon yapılmadan kullanıldığında bu komplikasyon önlenemez. Ultrasonik uçların düşük güç ayarında kullanılması kök kanalında üretilen ısıyı azaltır. Dolayısıyla parçanın kendisinin veya ultrasonik ucun ikincil kırık riskini azaltır. Ayrıca dış kök yüzeyinde oluşan ısı

artışını⁸¹ ve periodontal dokular üzerindeki zararlı etkisini en aza indirir.⁸² Bu bakımdan ultrasonik el aletiyle çalışırken hava akışı fonksiyonunun dâhil edilmesi avantajlıdır.⁸³ Bununla birlikte, ultrasonik uçların uzun süre kök kanallarında kullanılması ciddi periodontal doku hasarına ve diş kaybına neden olabilir.⁸²

Kırık parçayı görselleştirmek için düz hatlı erişimin hazırlanması, önemli bir adımdır. Çoğu yöntem ve teknik, kullanılan tekniğe bağlı olarak kök kanalının hazırlanmasını gerektirir. Ultrasonik uçlarla kırık alet çıkarılması planlandığında evreleme platformunun modifiye Gates Glidden frezler kullanılarak hazırlanması önerilir. Bu aşamadaki dentin kaybı çeşitli komplikasyonlara sebep olabilir.⁷⁹ Kök kanalı içinde kırılan alet ne kadar apikaldeyse, kırık aleti çıkarmak için hazırlanan kanal uzunluğu o kadar fazla ve kalan kök dentini o kadar zayıf olur.⁸⁴ Aşırı kök kanal hazırlığının diğer bir sonucu da, özellikle evreleme platformu hazırlanırken oluşan kök perforasyonudur. Özellikle kavisli kök kanallarında veya kökler ince olduğunda el eğeleri kullanarak kırık parça veya basamak atlanmaya çalışıldığında, kök perforasyonu olabilir. Bu nedenle özellikle furkasyon bölgesine yakın kök kanal duvarlarında çok dikkatli olunmalıdır.⁷⁹

Kök kanallarında kırılan parçanın kök apeksinin ötesine çıkması, genellikle kırık parçayı çıkarma için kullanılan aletlere uygulanan aşırı basınçtan veya özellikle kırık parçanın çevresi yerine uç yüzeyine uygulanan ultrasonik aletlerin titreşiminden kaynaklanan bir komplikasyondur.⁷⁹

2.4. Kök Kanalında Kırık Alet Bulunan Dişlerin Prognozu

Diş hekimliğinin diğer disiplinlerinde olduğu gibi kök kanal tedavisi sırasında da prognozu etkileyebilecek istenmeyen veya öngörülemeyen prosedür kazaları olabilir. Prognoz kanalda kırılan aletten apikale kadar temizlenememiş ve kanal dolumu yapılamamış enfekte halde kalan alanla alakalıdır.⁸⁵

Birçok çalışmada preoperatif periapikal lezyon varlığı kırık alet bulunan vakaların başarılı tedavisi için ana prognostik faktör olarak bulunmuştur.⁸⁶

Dişin prognozuna göre kırık aletin çıkarılma kararı verilir. Dişte enfeksiyon olup olmaması ve tedavi sırasında aletin hangi aşamada kırıldığı dişin prognozunu etkileyen başlıca faktörlerdendir. Kanal aletinin tedavinin erken aşamasında kırılması

sonucu kanalda yeterli dezenfeksiyon sağlanamayacaktır. Yeniden tedavi sırasında kök kanal sisteminin kontamine olduğu düşünülmelidir ve kırık alet parçasının varlığı, kanalın apikal üçte birlik kısmına erişimi engelleyebilir, dolayısıyla dezenfeksiyonu tehlikeye atabilir.⁷⁵ Kanal hazırlığının erken aşamalarında dezenfekte edilememiş kanallarda küçük bir kanal aletinin apeks yakınında ya da apikal foramenin dışında kırıldığı durumlarda prognoz daha kötüdür.⁸⁵

2.5. Kök Kanal Aletlerinin Kırılma Nedenleri

Kanal aletlerinin sınırlı esnekliği ve gücü, uygunsuz kullanımla birlikte kanal içinde aletlerin kırılmasına neden olabilir. Eğelerin aşırı kullanımı ve aşırı güç uygulanması alet kırılmalarının ana nedenleridir. Eğelerde üretim hatası nedeniyle oluşan alet kırıkları nadiren de olsa görülmektedir.⁸⁵

Kök kanallarında alet kırılma prevalansının %1 ile %6 arasında olduğu rapor edilmiştir.⁸⁷ Ni-Ti alaşımlarının ortaya çıkışı, alet kırılma oranında düşüşe sebep olmamıştır.⁸⁸ Spesifik olarak, paslanmaz çelik el aletlerinin ve Ni-Ti döner aletlerin kırılma oranları %0,25-%6 ve %1,3– %10,0'dır.⁸⁹ Ni-Ti döner aletlerin piyasaya sürülmesinden bu yana, paslanmaz çelik el aletlerinden daha sık kırıldıkları için kök kanalları içindeki alet kırılması insidansında bir artış olmuştur.⁸⁸

Ni-Ti döner aletlerin döngüsel ve torsiyonel yorulması nedeniyle sırasıyla %66-78 ve %91 oranında kırıldığı rapor edilmiştir.⁹⁰

Alet kırığı insidansını azaltmanın en etkili yolu, kök kanallarında doğru tork ayarında ve doğru hareketlerle kullanılmasıdır. Örneğin, Ni-Ti döner aletlerin ileri geri hareketi, döngüsel yorgunluğu önemli ölçüde azaltır.⁹¹ Ek olarak, termal olarak işlenmiş Ni-Ti (M-Wire) kullanılarak yapılan eğeler, geleneksel olarak işlenmiş Ni-Ti telleri kullanılarak yapılan eğelerle karşılaştırıldığında esnekliği artıran ve döngüsel yorulmaya karşı direnci artıran fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir.⁵⁹ Daha önce yapılan bir çalışma vücut sıcaklığında martensitik fazda bulunan HyFlex EDM eğelerinin (Coltene/Whaledent), Reciproc ve WaveOne eğelerine kıyasla daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğunu göstermiştir.⁹²

Alet kırılmalarının başlıca nedenleri; aşırı kullanım nedeniyle metal yorgunluğu, hatalı kinematikleri, fiziksel özelliklerinin bilinmemesi, deforme olmuş eğerlerin atılmaması ve üretimi kusurlu eğerlerdir.⁹³

Kanalda alet kırılmasının önlenmesi için eğerlerin fiziksel özelliklerinin ve stres sınırlamalarının bilinmesi kritik öneme sahiptir. Kanal içerisinde sürekli irrigasyon solüsyonu ve lubrikant kullanımıyla kayganlık sağlanmalıdır. Ni-Ti eğerler genellikle görsel yorgunluk belirtisi göstermese de her alet kullanımdan önce incelenmelidir. Küçük numaralı eğerler sık sık değiştirilmelidir. Kanalda sıkışmayı engellemek için her eğe, bir büyük eğe boyutuna geçmeden önce kanalda gevşek hale gelinceye kadar kullanılmalıdır.⁸⁵

Kullanılan aletin kırılması, iyileşme olasılığını potansiyel olarak azaltabildiğinden Ni-Ti aletlerinin kırılma olasılığını azaltmak için üreticiler tarafından çeşitli stratejiler önerilmiştir. Bu yöntemler şunları içerir:

- (i) “Elektropolishing” gibi bir işlem yoluyla aletin yüzeyinin değiştirilmesi (örneğin, Race)
- (ii) Aletin kesit geometrisini değiştirerek alet ile kök kanal duvarı arasındaki temas alanının azaltılması (örneğin, FlexMaster; VDW, Munchen, Almanya)
- (iii) Aletin kesici bıçakların uzunluğu boyunca konikliği değiştirerek alet ile kök kanal duvarı arasındaki temas alanının azaltılması (örneğin, ProTaper)
- (iv) Üretim sürecinde iyileştirme veya üstün mekanik özellikler sağlayan yeni alaşımların kullanılması (örneğin, TF)^{94, 95}

2.5.1. Döngüsel Yorgunluk

Döngüsel yorgunluk, kanal aleti kavisli bir kanalda, stresin en fazla olduğu maksimum eğrilik alanında dönerken meydana gelir. Kavisli kanallarda kanal aleti dönerken kavisin olduğu bölgede alet üzerinde gerilme ve sıkışma alanları oluşur.²⁷

Döngüsel yorulma hasarının en önemli sebebi kanalın eğrilik yarıçapıdır. Kısa yarıçaplı bir eğride eğerler daha yüksek gerilime maruz kalır ve dolayısıyla uzun yarıçaplı eğride çalıştırılan eğerlerden daha çabuk yorulur.²⁷ Daha büyük eğrilik dereceleri (eğriliğin yay uzunluğunun artması) aynı zamanda kırılma döngülerini de

azaltır. Eğedeki metal hacmi (boyut ve/veya koniklik), daha kalın, daha sert eğelerin daha hızlı yorulması nedeniyle döngüsel yorulma direncini de etkiler.²⁷ Kesitsel şekil/alan, koniklik ve metal tipi dahil olmak üzere eğenin tasarımı da döngüsel yorulma direncini etkileyebilir.⁹⁶

Döngüsel yorgunluğu önlemek için, kök kanallarını şekillendirirken döner aletlerin kullanımının 10 ila 20 saniye arasında sınırlandırılması ve belirli bir çalışma uzunluğuna ulaşıldığında kanalda daha fazla çalışılmaması önerilebilir.⁹⁷

Döngüsel yorgunluk sonucu oluşan alet kırılmasını azaltmanın bir başka yöntemi, döner aletin kesit geometrisini değiştirmek, böylece kesme verimliliğini arttırmak ve sonuç olarak temas alanlarını ve burulma yüklerini azaltmaktır.⁹⁸ Bu konsept, daha düşük tork değerleri ürettiği iddia edilen yeni alet türlerinin (örn. ProTaper, FlexMaster, VDW, Münih, Almanya) üretilmesiyle sonuçlanmıştır.⁹⁷

Bir eğe üzerindeki maksimum gerilim noktası eğrinin orta noktasıdır.⁹⁹ Eğenin kanal içinde aksenal olarak hareket ettirilmesiyle eğenin farklı kısımları maksimum stres noktasıyla karşılaşır.¹⁰⁰ Bu, stresleri dağıtır ve eğenin ömrünü uzatmaya yardımcı olur. Dönme hızının döngüsel yorgunluk üzerindeki etkisi ise belirsizdir.¹⁰¹

Ni-Ti aletler döngüsel yorulma sırasında gözle görülür kalıcı deformasyon belirtileri göstermeyebileceğinden, alet beklenmedik bir şekilde kırılabilir.¹⁰²

İlk Ni-Ti döner aletlerin test edilmesinden neredeyse 20 yıl sonra, ikinci nesil Ni-Ti aletlerine daha fazla esneklik, döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç ve daha fazla kesme verimliliği sağlama iddiasını taşıyan yeni üretim yöntemleri ve yeni malzemeler geliştirilmiştir. Yeni M-Wire Ni-Ti malzemesini kullanan ticari olarak temin edilebilen ilk endodontik döner sistem, ProFile GT Series X'tir. Üreticiye göre M-Wire teknolojisi, GTX cihazlarının M-Wire olmayan Ni-Ti cihazlarla karşılaştırıldığında daha fazla esneklik ve döngüsel yorulmaya karşı direnç sağlamasına olanak tanımaktadır.¹⁰³

R-fazı teknolojisine sahip TF (Sybron Dental Specialities, Orange, CA), Ni-Ti aletlerinin üretiminde ikinci bir ilerlemeyi temsil etmektedir. Bu eğeler şu anda 0.4, 0.6, 0.8, 0.10 ve 0.12'lik konikliklerle #25 sabit uç boyutuna sahiptir. Üretici, TF üretimindeki üç yeni yöntemin (R fazlı ısıl işlem, metalin bükülmesi ve özel yüzey

işlenmesi) eğenin döngüsel yorulmaya ve esnekliğe karşı direncini artırdığını belirtmektedir.¹⁰³

2.5.2. Torsiyonel Yorgunluk

Kanal aleti kanalda sıkıştığında dönmeye devam ederse egede torsiyonel yük meydana gelir. Bunun sonucunda egede kırık oluşabilir.¹⁰⁴ Kanal aletinin nihai mukavemeti aşıldığında alette kırılma meydana gelir.¹⁰⁵ Bir çalışmaya göre torsiyonel yorgunluğun Ni-Ti döner aletlerin başarısızlıklarının %55,7'sini oluşturduğu iddia edilmiştir.¹⁰⁶

Ni-Ti endodontik eğenin burulma direnci malzeme özelliklerinden, üretim kalitesinden ve geometrik tasarımdan etkilenir. Çeşitli çalışmalar, termomekanik olarak işlenmiş bazı Ni-Ti aletlerin, kırılmada geleneksel süper elastik Ni-Ti aletlere benzer tork değeri gösterdiğini bulmuştur.¹⁰⁵

Buna karşılık, yapılan bir çalışmanın sonuçları, Vortex Blue Ni-Ti ve M-wire'in geleneksel süper elastik Ni-Ti'ye göre işlevsel avantajlar sunduğunu ve Vortex Blue'nun, ProFile Vortex M-wire ile karşılaştırıldığında artmış yorulma direnci ve esneklik gösterdiğini bulmuştur.¹⁰⁷

Torsiyonel kırılma aşırı apikal kuvvetle ilişkilidir ve daha küçük boyutlu eğerlerde meydana gelme olasılığı daha fazladır. Torsiyonel yorgunluk sonucu kırılan aletlerde; aletin açılması, düzleşmesi, ters sarılması veya bükülmesi gibi farklı deformasyon belirtileri gözlenir.¹⁰⁸

Pruett ve ark.²⁷ torsiyonel hasarı statik ve dinamik olarak ikiye ayırmışlardır. Statik torsiyonel hasar, eğenin bir bölümü kilitlendiğinde geri kalan kısmı dönmeye devam ettiğinde ortaya çıkar. Dinamik torsiyonel hasar ise kanal egesinin dentini keserken oluşan sürtünme kuvvetlerine karşı gösterdiği direnç sonucu oluşur.

Klinisyenlerin burulma sınırlarına ne zaman ulaşıldığını daha iyi tespit etmelerine yardımcı olmak için “tork kontrollü” elektrik motorları kullanmaları daha kontrollü çalışmalarını sağlar.¹⁰⁹ Tork kontrollü motorların kullanılmasıyla, bir döner alet, ince bir kanala kilitlendiğinde ters yönde dönecek şekilde ayarlanabilir. Kilitlenme açıldıktan sonra ege tekrar normal yönde döndürülür. Bu sayede torsiyonel yorgunluk azaltılmış olur.¹¹⁰

Ni-Ti alaşımlarının yorulması, esasen, tek bir kuvvet uygulamasında kırılma için gerekenden çok daha düşük gerilimlerle ve bariz bir uyarı olmaksızın tekrarlanan klinik kullanımın sonucu olarak ortaya çıkar¹¹¹

2.5.3. Mikroçatlaklar

Yüzeyi herhangi bir cilalama işlemine tabi tutulmayan aletlerin imalatında oluklar, çatlaklar ve kaviteasyonlar gibi kusurlara sahip olduğu ve cilalama işlemi uygulanan aletler kadar iyi performans göstermedikleri gözlemlenmiştir.¹¹²

Eğri kanallarda eğe döndükçe basınç ve çekme gerilimlerinin sürekli döngüsü sonucu döngüsel yorgunluk oluşur ve eğenin metal matrisinde mikro çatlaklara yol açar. Kullanım sırasında mikro çatlaklar yayılır, birleşir ve sonuçta eğenin belirgin bir şekilde kırılmasına neden olabilir. Mikro çatlaklar cerrahi operasyon mikroskobu yardımıyla bile görülemediğinden eğede kırık öncesinde herhangi bir belirti yoktur.^{27,}
102

Döner aletlerin yüzey kalitesi, taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmiştir. Farklı ticari markalara (ProFile, Protaper, Race, Hero ve K3 Endo) ait rastgele seçilen 50 adet eğe incelenmiş; uçlarının son 3 mm'si 190x büyütülmüş olarak fotomikrograflanmıştır. Tüm aletlerin yüzey kaplamasında imalat kusurları gösterdiği ve hiçbirinin sıfır kusur göstermediği sonucuna varılmıştır.¹¹³

2.5.4. Kullanılan Ni-Ti Alaşımın Türü

Ni-Ti aletler kök kanal preparasyonunda, süperelastik özelliği ve gelişmiş tasarımları sebebiyle özellikle kavisli köklerde sıklıkla kullanılmaktadır.¹¹⁴

Ni-Ti aletler paslanmaz çelik aletlerden daha güçlü ve daha esnek olsa da bu aletler elastik limitleri içinde ve kalıcı deformasyon göstermeden kırılabilirler. Bu sebeple döner Ni-Ti endodontik aletler dar ve kavisli kök kanallarında kırılabilir, bu da optimum temizleme ve şekillendirme prosedürlerini engeller.^{27, 77}

Yüzey sertliği herhangi bir kesici alet için çok önemli bir özelliktir. Mantıksal olarak kesici aletin yüzey sertliğinin kesilecek malzemenin sertliğinden oldukça yüksek olması gerekir. Hem paslanmaz çelik hem de Ni-Ti aletlerin kullanıldığı bir

çalışmada, paslanmaz çelik aletlerin aşınma direncinin Ni-Ti aletlerden daha yüksek olduğu bulunmuştur.¹¹⁵

Geleneksel östenit Ni-Ti veya CM wire'dan yapılan farklı Ni-Ti aletlerin nikel içeriğinin, aletlerin sertliği üzerinde önemli bir etki yaratmadığı bulunmuştur.¹¹⁶ Genel olarak Ni-Ti'nin ısıtılması, alaşımın sertleşmesine yol açmıyor gibi görünmektedir.¹¹⁵

Östenitik durumdaki ham bir Ni-Ti telin özel bir ısıtılma yoluyla R fazına dönüştürülmesiyle yapılan bükme işlemi, geleneksel östenit Ni-Ti aletleriyle karşılaştırıldığında daha düşük sertlik değerlerine neden olmuştur.¹¹⁷

Geleneksel Ni-Ti alaşımlar için aşınma direnci genellikle sertlikle birlikte artar.¹¹⁸ Ancak süper elastik Ni-Ti alaşımları için anormal bir aşınma-sertlik ilişkisi rapor edilmiştir. Aletin sertliği azalırsa aşınma direnci artar. Ayrıca sıcaklık arttıkça sertlik de artar. Sıcaklıktaki herhangi bir artış, faz geçiş geriliminin artmasına, bu da sertliğin artmasına neden olur. Öte yandan sıcaklığa bağlı faz geçiş stresindeki artış, östenitin elastik modülü ile birlikte aşınma direncinin azalmasına neden olur.¹¹⁹

Ni-Ti endodontik eğelerin bükülme özellikleri, ısıtılma işlemiyle gerçekleşen östenitik-martensitik dönüşüm fazları ile yakından ilişkilidir. Isıtılma işlemi görmüş Ni-Ti aletlerin geleneksel Ni-Ti aletlerden daha fazla esnekliğe sahip olduğu bildirilmiştir.^{120, 121} Ebihara ve ark.¹²² da yaptığı çalışma sonucunda eğelerin ısıtılmasının esnekliklerini artırabileceğini ve kavisli kanalların hazırlanmasında aletleri daha etkili hale getirebileceğini bildirmişlerdir. Yeni üretim teknikleri genellikle eğe esnekliğini ve gücünü arttırmaya yöneliktir. Bunların tedavi verimliliğini arttırdığına ve iyatrojenik hata oranını azalttığına inanılmaktadır.¹²³

2.5.5. Farklı Anatomik Yapılar

Döner Ni-Ti aletlerin kırılma nedenleri arasında kanalların birleşmesi, kıvrılması, çift kıvrımlı olması, genişlemesi ya da ayrılması gibi anatomik farklılıklar yer alır.⁹⁷

Aletin boyutu, konikliği ve kesitsel tasarımının yanı sıra kanal eğriliğinin kanal şekillendirme sırasında aletler üzerinde strese neden olabileceği bulunmuştur. Oluşan stresin Ni-Ti alaşımının mukavemetini aştığında yüksek gerilim oranlarına ve nihayetinde aletin kırılmasına neden olabileceği rapor edilmiştir.¹²⁴ Özellikle kök

kanallarının apikal kısmında aşırı sıkışma ve burulmaya sebep olabilecek akut eğrilikler bulunmaktadır.¹²⁵

Küçük boyutlu aletlerin dar kanallarda sıkışmış olması “taper-locked” etkisi oluşturur. Kilitlenen aletin shaftını döndürmek için gereken tork, alaşımın burulma sınırını aşabilir ve bu da aletin kırılmasına sebep olabilir.¹⁰²

Kavisli bir kanalda dönen aletin yorulma sonucu kırılması, eğrilik açısı arttıkça ve eğrilik yarıçapı azaldıkça artar.¹⁰⁰

Bir eğe, bir eğri etrafında döndürüldüğünde, eğe iç kavisli yüzeyde sıkıştırılır ve dış kavisli yüzeyde gerilir. Eğenin uzadığı bölümlerde çekme gerilimi sonucunda yüzey çatlağı oluşabilir. Bu da eğenin kırılmasına neden olabilir.¹²⁶

Kanalın uzunluğu, dönen aletle temas halinde olan dentinin yüzey alanıyla doğru orantılıdır. Bu durum, enstrümanın içinde biriken stresin miktarını etkiler ve onu döngüsel yorgunluğa yatkın hale getirir.¹⁰⁸

2.5.6. Operatörün Tecrübesi

Yapılan çalışmalar alet kırılmasının birçok faktörü içerdiği ve bunların en önemlilerinin klinisyenin becerisi olduğunu göstermiştir.¹²⁷

Kırık oluşumundaki en baskın faktör, el becerisinin yanı sıra, her bir vaka için en iyi seçimi yapabilmek amacıyla çeşitli kanal sistemlerinin anatomisi ve eğe tasarımı hakkında da iyi bilgiye sahip olunmalıdır. Düzgün oluşturulmuş giriş kavitesi, uygun Ni-Ti eğelerin seçimi ve klinisyenin tecrübesi; çalışma verimliliğinin artmasını ve kanal enstrümantasyonu sırasında hata olasılığının azalmasını sağlar.¹²⁸

Döngüsel yorgunluk sonucu oluşan mikro çatlaklar, öncesinde herhangi bir belirti vermeden eğenin kırılmasına sebep olabilir. Bu nedenle klinisyenlerin kullanmayı düşündükleri eğenin döngüsel yorulma direnci özelliklerini bilmesi gerekir.¹²⁹

Kanal eğelerinin kırılma eğilimi değerlendirilirken operatörün yeterliliği önemli bir husustur. Klinisyenin eğenin sıkıştığı anı algılama yeteneği ancak deneyimle elde edilebilecek bir beceridir. Yani aletin kanal içinde kırılmasının sebepleri arasında, operatörün kararı veya yanlış kullanımı, kullanım sayısından daha önemli olabilir.¹⁴

2.5.7. Kök Kanal Aletlerinin Dizaynı

Kök kanalında kullanılan aletlerini boyutu, konikliği gibi faktörler de kırılma direncini etkileyebilir. Kesit geometrisinin de Ni-Ti aletlerin mekanik davranışı üzerinde önemli bir etkisi vardır.^{130, 131}

Aletin Boyutu

Literatürden elde edilen veriler sonucunda küçük boyutlu Ni-Ti aletlerle ilişkili yüksek distorsiyon ve kırılma vakası bulunmaktadır. Alet boyutunda veya merkezi metal kütlelerinde azalma torsiyonel yorgunluğa karşı direncin azalmasıyla ilişkilidir.^{108, 132} Bu nedenle aynı tork uygulandığında küçük boyutlu aletler büyük boyutlu aletlere göre burulmaya daha duyarlıdır.¹³³ Öte yandan büyük boyutlu aletler stres birikiminin daha fazla olması nedeniyle döngüsel yorgunluğa daha yatkındır.¹³⁴

Aletin Konikliği

Wolcott ve Himel¹³⁵ yaptıkları çalışma sonucunda Ni-Ti aletlerin konikliğinin kırılma için gereken kuvvet miktarı üzerinde etkisi olduğunu buldular. Kilitlenme ve/veya vidalanma eğilimi, aynı konikliğe sahip aletlerden büyük uç çaplarına sahip döner aletlerde daha fazladır. Bu durum aletin uç kısmının kanalda sıkışıp torsiyonel aşırı yüklenmesine yol açar.¹⁰⁸ Değişken konikliğe sahip döner aletler tek konikliğe sahip döner aletlerle karşılaştırıldığında kök kanal hazırlığı sırasında, kanal duvarlarıyla daha az temas eder. Bu durumun döngüsel ve torsiyonel yorgunluğu azalttığı bulunmuştur.¹³⁶

Enine Kesit

Cihazın enine kesit geometrisi döngüsel yorulma davranışında önemli bir oynar.⁵³ Kanal duvarlarıyla temas alanlarının azaltılmasına (hafifletilmiş ya da yok edilmiş radyal alanlar) ek olarak artan kesme verimliliği sağlayan değiştirilmiş kesitler, torsiyonel yüklerin yanı sıra alet içinde üretilen iç gerilmeleri de azaltır.⁹⁸

Araştırmalar, aletin kesit çapı arttıkça döngüsel yorulmaya karşı daha az dirençli hale geldiğini göstermiştir. Dolayısıyla kesit çapı büyük aletler dönüş sırasında daha fazla tork üretir ve kırılma süresi kısalmaktadır.¹³⁷

Yiv Derinliği

Derin kesici yivlere ve giderek artan taperlara sahip aletlerin kesit yarıçaplarındaki hızlı değişimler, ani tork değişimlerine sebep olur. Bu da kanal

aletinde yorgunluğa ve kırık oluşumuna yol açar. Öte yandan eğe uzunluğu boyunca sığ kesme yivlerine, eşit konikliğe ve tutarlı biçimde şekillendirilmiş kesit alanlarına sahip aletler torsiyonel yorgunluğa daha dirençlidir.¹³⁸

Heliks Açısı

Heliks açısı aletin merkezi eksenini ile kesici bıçaklar arasındaki açıya karşılık gelir. Bu açı, aletin kesimine bağlı olarak büyük ölçüde değişebilir ve aletin üretim aşamasında işlenmesi sırasında belirlenir. Aletin uzunluğu boyunca heliks açısının değiştirilmesi aletin vidalanma eğilimini etkiler. Heliks açısı aletin apikal kısmında küçültülür; orta üçlü ve koronal kısımda büyütülürse, aletin vidalanma eğilimi azaltılmış olur.¹⁰⁸

2.5.8. Kök Kanalının Şekillendirilmesi Esnasında Kullanılan Kayganlaştırıcılar

Kök kanal hazırlığı sırasında lubrikant kullanımı kök kanal aletleri üzerindeki mekanik stresi azaltacaktır bu da alet kırılmalarının önüne geçecektir.¹³⁹

Boessler ve ark.¹⁴⁰ yapay kök kanallarının enstrümantasyonu sırasında çeşitli lubrikant tiplerinin Ni-Ti aletlerde oluşan tork değerleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Tüm bu değerlerin bir lubrikant varlığında azaldığını ve sulu bir lubrikantın, jel tipi muadilinden daha faydalı olduğunu bulmuşlardır.

NaOCl'in metalleri aşındırdığı bilinmektedir. Bu aşındırma NaOCl'in, nikel üzerindeki korozif etkisiyle olmaktadır. Bu etkinin sonucunda alet üzerinde mikroçukurlar oluşmaktadır. Bu mikroyapısal kusurlar gerilim yoğunlaşma alanlarına ve çatlak oluşmasına sebep olur. Bu durumun aletin zayıflamasına neden olduğu bilinmektedir.¹⁴¹

2.5.9. Kök Kanalını Şekillendirme Tekniği

Kök kanal aleti üzerinde tam kontrol sahibi olabilmek için kök kanal ağızlarına düz bir hat erişimi sağlanmalıdır.¹⁴² Aletler kök kanallarında kolayca ilerleyebildiğinde, bükülme gerilimleri, esneme gerilimleri ve ayrıca burulma ve/veya döngüsel yorgunluk potansiyeli azalır. Ağız açıklığının sınırlı olması nedeniyle dişlere ulaşmanın zor olduğu durumlarda, alet kırılmasını önlemek için endodontik erişim daha da önemli hale gelir.¹⁴³ Bu nedenle klinisyenler, döner alet kırılmasını önlemede önemli bir ilk adım olarak yeterli erişim hazırlığını bir öncelik haline getirmelidir.¹⁴⁴

Kök kanal ağızlarının erken dönemde genişletilmesi, kök kanallarının apikal kısmının, özellikle çok köklü ön dişlerin kavisli kanallarında, kanalların açılmasını ve enstrümantasyonunu kolaylaştırır.¹⁴⁵ Kanal ağızlarının genişletilmesi engelsiz bir giriş sağlar ve döner aletleri aşırı bükülmeye neden olmadan kök kanalına yönlendirir.¹⁴⁴ Berutti ve ark.¹⁴⁶ manuel ön genişletmenin alet ucu için bir kayma yolu oluşturduğunu ve döner Ni-Ti eğelerin başarısızlık oranını azaltmada önemli bir faktör olduğunu bulmuşlardır.

Çeşitli çalışmalar, kök kanallarının apikal üçlüsünün ince paslanmaz çelik el aletleriyle manuel olarak genişletilmesinin döner aletlerin başarısızlık oranını önemli ölçüde azalttığını göstermiştir.¹⁴⁶

Manuel enstrümantasyon sadece orijinal kanal anatomisinin anlaşılmasını sağlamakla kalmaz, aynı zamanda kanal genişliği en azından kullanılacak enstrümanın ucunun çapına eşit hale geldiğinden torsiyonel streslerde ciddi bir azalma sağlar.¹⁴⁶

Tork, aletin deformasyonunu ve kırılmasını etkileyen önemli bir parametredir. Elektrikli motorlar, kök kanalı enstrümantasyonu sırasında hem dönme hızını hem de torku kontrol etmek için geliştirilmiştir. Böylece sabit bir hızda dönen bir alet üzerindeki tork önceden ayarlanmış bir seviyeye ulaştığında, motor otomatik olarak dönüş yönünün tersine döner. Eğenin kök kanalında kilitlenip kırılmadan önce geri çekilmesini sağlar.¹⁴⁷

Yüksek tork değeriyle kullanılan bir alet çok aktiftir ve kanalda kilitlenme eğilimi yüksektir. Düşük tork kontrollü motorlarda ise kesme verimliliği azalır ve aletin kanalda ilerlemesi zorlaşır. Bu durumda klinisyen cihazı zorlayabilir, kilitlenmesine, deformasyonuna ve kırılmasına neden olabilir.¹⁴⁸

Gambarini¹⁰⁹, düşük torklu motorlarda kullanılan aletlerin, yüksek torklu motorlarda kullanılanlara göre kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu ve daha düşük tork değerlerinin, Ni-Ti döner aletlerin döngüsel yorgunluğunu azalttığını bulmuştur. Öte yandan Yared ve ark¹⁴⁷, yüksek ve düşük torklu motorlar arasında alet kırılması açısından bir fark bulamamışlardır.

Dönme hızı, döner alet kırılmasında küçük bir rol oynar.¹⁰⁸ Daugherty ve ark.¹⁴⁹, 350 devir/dakikada kullanılan ProFile döner aletlerin, 150 devir/dakikada

kullanılanlarla karşılaştırıldığında; verimliliği neredeyse iki katına çıkardığını, deformasyon oranını yarıya indirdiğini ve eşit derecede güvenli olduğunu belirtmişlerdir. Aynı döner sistemle Gabel ve ark.¹⁵⁰ ve Dietz ve ark.¹⁵¹ düşük dönüş hızlarında eğe kırılma olasılığının daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte Pruett ve ark.²⁷, döner Ni-Ti aletlerin kırılmasında eğrilik yarıçapının, eğrilik açısının ve alet boyutunun çalışma hızından daha önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Ni-Ti döner aletler üzerinde oluşturulan test kırıkları, alet kırıklarının uçlara yakın meydana gelme eğiliminde olduğunu göstermiştir. Kök kanal hazırlığı sırasında apikal kuvvetleri azaltan pecking motion (gagalama hareketi) veya pumping motion (pompalama hareketi), alet bağlanmasını ve tork kaynaklı döngüsel yorgunluğu önlemenin önemli bir yolu olarak araştırmacılar tarafından savunulmaktadır.^{55, 99, 100}

Gagalama mesafesi arttıkça kırılma süresinin de arttığı kanıtlanmıştır. Aletlerin 3 ila 5 mm'lik daha uzun bir gagalama hareketi ile kullanımı önerilmektedir.¹⁰⁰

Alet kırıklarını önlemek için klinik öneriler:

- Yeni aletler, klinik kullanım sırasında stres konsantrasyonu ve çatlak başlangıcı alanları olarak işlev görebilecek metal kalıntıları veya yüzey kalıntıları ortadan kaldırmak için klinik kullanımdan önce ultrasonla temizlenmeli ve sterilize edilmelidir.¹⁵²
- Kanal eğriliğinin açısını ve yarıçapını değerlendirmek için tanısal preoperatif radyografiler dikkatli bir şekilde incelenmelidir. Çünkü bu, yorulma başarısızlığını doğrudan etkiler. Akut eğrilikler mevcut olduğunda, operatör kırık olasılığına karşı dikkatli olmalı ve kök kanal hazırlığı sırasında dikkatli hareket etmelidir.¹⁴⁴
- Kanallara düz hatlı bir erişim sağlanmalı ve büyütme aletleri kullanılmalıdır. Dişler gagalama mesafesini kontrol etmek ve kanalda kilitlenmesini önlemek için parmakla desteklenmelidir.¹⁴²
- Çalışma uzunluğunda döner aletlerin kullanılmasından önce, en az 15 numaralı paslanmaz çelik eğelerle bir giriş yolu oluşturulmalıdır.⁹⁷ Bu

aşama, orijinal kanal anatomisinin araştırılmasına olanak sağlamanın yanı sıra eğenin ucuna etki eden torsiyonel gerilimleri de azaltır.¹⁴⁶

- Burulma sınırlarına ne zaman ulaşıldığını daha iyi belirlemek için tork kontrollü elektrik motorları kullanılmalıdır.¹⁰⁹ Tork ayarlarının ardından, üreticinin talimatları ve bazı elektrikli modellerdeki otomatik ön ayarlar, eğelerin etkili bir şekilde kullanımını sağlar.¹⁰⁸
- Crown-down şekillendirme tekniği kullanılmalıdır. Bu, daha az dikey kuvvet ve torkla sonuçlanacak ve enstrümantasyonun erken safhasında aletin uçlarındaki gerilimleri en aza indirecektir.⁹⁸
- Özellikle kavisli kanallarda, büyük konik aletler kullanıldığında eğenin kanalda tek bir noktada tutulmasından kaçınılmalı¹⁰¹ ve kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında döner aletlerin kullanımı yaklaşık 5 ila 10 saniye ile sınırlandırılmalıdır. Klinisyen belirli bir çalışma uzunluğuna ulaşıldığında eğelerin kanalda uzun süre kalmamasına özen göstermelidir.¹⁵³
- Kanal tıkanmasını, sürtünme direncini ve aşırı mekanik yüklemeyi önlemek için yeterli irigasyon ve lubrikant kullanılmalıdır. Böylece dönen alet üzerindeki burulma geriliminin azalması sağlanacaktır. Her kullanımdan sonra eğenin oluklarının silinmesi gerekmektedir. Eğelerin oluklarında debris birikmesi aletin taşınması gereken yükün artmasına neden olur ve bu da kırılma riskini artırır.¹⁰⁸
- Eğeleri kullanımdan önce, kullanım sırasında ve kullanım sonrasında, tercihen büyütme altında düzenli olarak incelemek faydalı olacaktır. Döner bir Ni-Ti eğesi bükülmüş, gerilmiş veya parlak bir noktaya sahipse derhal atılmalıdır.¹⁰⁸
- Yeni teknikleri ve yeni enstrümanları kullanırken pratik yapmak önemlidir.¹⁰¹

2.6. Kırık Alet Çıkartmak İçin Kullanılan Cihazlar, Kitler, Materyaller ve Teknikler

Geçtiğimiz yıllarda, kırık aletlerin çıkarılmasına yönelik birçok cihaz, teknik ve yöntem anlatılmıştır. Bazıları hala yaygın olarak kullanılmasına rağmen bazıları yalnızca tarihsel açıdan ilgi çekicidir. Ayrıca, gelecek vaat eden birçok yeni teknik ve cihaz ortaya çıkmıştır. Daha fazla komplikasyondan kaçınmak amacıyla bir klinisyenin kırık parçayı çıkarmak için kullanılan cihaz ve aletleri etkili ve güvenli bir şekilde kullanması önemlidir.⁷⁹

Kök kanalında kırık alet olması durumunda çeşitli tedavi yaklaşımları düşünülebilir; kırık parçanın çıkarılması, yerinde bırakılması, by-pass edilmesi veya apikal cerrahi yapılabilir. Bütün yaklaşımların amacı kanal dezenfeksiyonunu sağlamaktır. Kırık parçanın çıkarılması ideal çözüm olarak kabul edilir ancak klinik prosedürü oldukça hassastır.⁷⁵

2.6.1. Ultrasonik Sistemler ve Uçları

Ultrasonik uçların kullanımının, sağlam dentinden çok fazla aşındırmadan kök kanalından kırılmış aletleri çıkarmak için en etkili yöntem olduğu bulunmuştur.¹⁵⁴ Bu sebeple ultrasonik sistemler kırık alet çıkarmada en sık kullanılan tekniklerden biri olmuştur.¹⁵⁵

Ultrasonik aletler, kök kanalının farklı kısımlarında kullanılmasını mümkün kılmak için farklı uzunluk ve boyutlarda alaşım uçları olan bir angldruva tasarımına sahiptir.¹⁵⁶ Çoğu ultrasonik cihaz, tamamen elmas veya zirkonyum nitrür ile kaplanmış bir paslanmaz çelik çekirdeğe sahiptir. Bu nedenle alet, ucunun yanı sıra yanları boyunca da aşınır. Buna karşılık, titanyum bazlı uçlar pürüzsüz bir yüzeye (kaplamasız) sahiptir ve yalnızca uç kısımları kesebilir. Firmalar bu uçların esnek olduğunu ve kavisli kök kanallarına nüfuz edebildiğini iddia etse de dentinin kör bir şekilde trefinlenmesi istenmeyen sonuçlara yol açabilir.⁷⁹

Modifiye Gates Glidden frezler (no. 2-4) veya ultrasonik uçlar kullanılarak kırık parçanın en koronal yönü etrafında bir evreleme platformu hazırlanır.¹⁵⁷ Gates Glidden frezi, frezin maksimum kesit çapında uzun eksenine dik olarak kesilmesiyle modifiye edilir. Platform, parçanın ve onu çevreleyen dentin kök kanalı duvarlarının daha iyi görülebilmesi için ortalanmış halde tutulur; bu nedenle parçanın etrafındaki eşit miktarda dentin korunur ve kök perforasyon riski en aza indirilir. Ultrasonik uç

daha düşük güç ayarlarında etkinleştirilir. Titreşimin parçaya iletilmesiyle, parça sıklıkla gevşemeye başlar ve daha sonra kök kanalından çıkar. Dişteki diğer kök kanalı açıklıkları, çıkan parçanın girişini önlemek için pamuk peletlerle kapatılmalıdır. Dikkat edilmezse ve ultrasonik uca aşırı basınç uygulanırsa, titreşim parçayı apikal olarak itebilir veya ultrasonik uç kırılabilir ve bu da daha karmaşık bir senaryoya yol açabilir. K tipi veya Hedström eğeleri ultrasonik uçlara alternatif olabilir.¹⁵⁸ Aktive edilen eğe, parça etrafındaki dentinin trefinasyonunu sağlayacak uç boyutunda olmalıdır. Ancak çok küçük eğeler, kırılmaya yatkın olduklarından kullanılmamalıdır. Ayrıca, bir spreader, kırık parçanın etrafında derinlemesine trepan oluşturmak üzere etkinleştirilebilen, daha az konik ve daha küçük uç boyutlu bir alete modifiye edilebilir.¹⁵⁹

Klinik deneylerde ultrasonik kullanılarak parça çıkarılmasına yönelik başarı oranları, Nagai ve ark.³ göre %67, Cujé ve ark.¹⁵⁸ göre %88 ve Fu ve ark.¹⁶⁰ göre %95 olduğu bildirilmiştir.

2.6.2. Masseran Seti

Masserann kiti (Micro-Mega, Besançon, Fransa), çapları 1,1-2,4 mm arasında değişen içi boş kesici uçlu trepan frezden ve 2 çıkarıcıdan (içine bir pistonun ilerletilebileceği tüpler) oluşur. Trefinler (frezler), parçanın koronal kısmı çevresinde bir oluk (çukur) hazırlamak için saat yönünün tersine kullanılır. Oluğa yerleştirildiğinde ve vida sıkıldığında, kırık parçanın serbest kısmı piston ile çıkarıcı arasında kilitlenir. Ekstraktörlerin nispeten büyük çapları (1,2 ve 1,5 mm), önemli miktarda dentinin çıkarılmasını gerektirir, bu da kökü zayıflatabilir ve perforasyona veya postoperatif kök kırılmasına yol açabilir. Bu, Masserann aletlerinin kullanımını ön dişlerde büyük ölçüde kısıtlamaktadır.^{3,4} Aynı zamanda tüp çıkarıcı içerisinde tüp ile piston arasında daha geniş bir boşluk oluşturularak arka dişlerin kanallarının düz kısmında da kullanılabilir.¹⁶¹

2.6.3. IRS Seti

Masserann tekniği daha da geliştirilmiş ve yeni çıkarıcılar tanıtılmıştır. IRS (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) 3 ekstraktör içerir. Siyah çıkarıcının dış çapı 1 mm'dir ve daha büyük kök kanallarının koronal üçte birinde kullanılır. Kırmızı ve sarı çıkarıcılar (sırasıyla 0,80 ve 0,60 mm) daha dar kanallarda kullanılır.⁴

IRS sistemi kısmen bir eğri etrafında dönebilse de, trefin frezler kök kanalının yalnızca düz kısmında kullanılmalıdır. Özellikle yapıştırıcılar kullanıldığında, çıkarıcılar hâlihazırda gevşemiş olan kırılmış bir parçayı etkili bir şekilde çıkarabilir. Bununla birlikte, kök kanalını yanlışlıkla tıkayabilecek çok fazla yapıştırıcı kullanılmaya dikkat edilmelidir. Daha da önemlisi, kök kanallarının aşırı genişlemesi çıkıntıya, kök perforasyonuna veya kök kırılmasına neden olabilir.^{4, 162}

2.6.4. Operasyon Mikroskobu ve Rodium Ayna

Büyütme ve aydınlatma gibi önemli avantajlara sahip olan operasyon mikroskobu diğer tıbbi disiplinlerde yıllardır kullanılmıştır. Son yıllarda diş hekimliğinde özellikle endodonti alanında da kullanımı yaygınlaşmıştır. Operasyon mikroskobu 4x ile 25x büyütme sağlar. Bu sayede kök kanal sistemindeki basamak, perforasyon, tıkanıklık, kırık alet gibi problemler sadece el hassasiyetiyle hissedilerek tedavi edilen prosedürler olmaktan çıkmıştır. Kolayca görülebilir ve etkin bir şekilde yönetilebilir duruma gelmiştir.¹⁶³

Küçük çaplı ultrasonik uçlarla birlikte operasyon mikroskobu, minimal invaziv kök kanalı preparasyonlarına izin verir ve kırık aletlerin güvenli bir şekilde çıkarılmasını kolaylaştırır. Kırık aletlerin görselleştirilmesi ve erişilebilirliği, kırık aletin başarılı bir şekilde çıkarılması için çok önemli faktörlerdir.¹⁶⁴

Son yıllarda özellikle endodonti ve apikal cerrahi alanında rodyum kaplama aynaların kullanımı tercih edilmektedir. Rodyum son derece sert ve dayanıklıdır. Yansıtma, berraklık ve parlaklık özellikleri rutin kullanılan dental aynalara göre daha iyidir. Çizilmeye karşı dayanıklıdır ve otoklavlanabilirler.¹⁶⁵

2.6.5. Yağlar

Kırık alet çıkarma işlemleri sırasında ultrasonik uçların soğutmalı kullanımının yanı sıra kırık aletin gevşetmesini kolaylaştırmak için kanallarda lubrikant olarak silikon yağı, zeytinyağı, soya fasulyesi yağı gibi biyouyumlu materyaller de kullanılabilir.

Silikon yağı, düşük yüzey geriliminde ve yüksek yayılma gücünde yüksek stabilitesi ve yüksek sıcaklıkta toksik olmayan kullanımıyla ünlüdür. Toksik olmama, yüksek kayganlık, köpürmeyi önleme, elektrik yalıtkanlığı ve stabil film şeritleri oluşumu gibi benzersiz özellikleri nedeniyle endüstriyel ürünlerde kullanımı

yaygındır. Silikon yağı; yağlama, düzgün kayma davranışı, ıslanabilirlik, mekanik mukavemet, mekanik stabilite ve yüksek performanslı kaplama gibi belirgin özellikler gösterir. Silikon yağı ayrıca yüzey gerilimini azaltmak ve nemi korumak için de faydalıdır.¹⁶⁶

Daha çok endüstriyel kullanımıyla bilinen silikon yağı kök kanallarında kırılmış olan aletin ultrasonik uçlarla çıkartılması sırasında; kırık aletin gevşetilmesini kolaylaştırmak amacıyla biyouyumlu bir lubrikant olarak tercih edilebilir.¹⁶⁷

2.6.6. Kimyasal Çözücüler

EDTA kullanımı, kırık aletlerin etrafındaki kök kanal duvarı dentinini yumuşatmak ve parçanın çıkarılması için eğelerin yerleştirilmesini kolaylaştırmak için bir yöntem olarak önerilmiştir.¹⁶⁸ İyot triklorür, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfürik asit, iyot kristalleri, demir klorür çözeltisi, nitrohidroklorik asit ve potasyum iyodür çözeltileri gibi diğer kimyasallar, tarihsel olarak metal nesnelere korozyonunu sağlamak için kullanılmıştır.¹⁶⁹ Ancak periapikal doku irritasyonu gibi bariz nedenlerden dolayı artık kullanılmamaktadırlar.⁷⁹

2.6.7. Mini Forseps

Kök kanal sistemi içerisinde yeterli alan olması durumunda, kök kanalının koronal kısmında kırılmış bir alet forseps kullanılarak kavranabilir ve çıkarılabilir.¹⁷⁰ Bu forsepsler arasında; Steiglitz forsepsleri (Union Broach, York, PA), Peet silver point forseps (Silvermans, New York, NY) veya Endo Forsepsleri (Roydent, Johnson City, TN) sayılabilir.⁷⁹

2.6.8. Tirnerf ve Pamuk

Kırılan parça tirnerf ise ve kök kanalına sıkı bir şekilde sıkıştırılmamışsa, parçayı tutturmak için etrafına küçük bir pamuk rulo parçası sarılmış başka bir küçük tirnerf kök kanalının içine yerleştirilir. Böylece pamuğa takılan kırık tirnerf parçası kanaldan çıkarılabilir.¹⁷⁰

2.6.9. Wire loops

0,14 mm'lik bir telin 2 serbest ucunun, 25 gauge bir enjeksiyon iğnesinden geçirilmesiyle bir “tel halka” oluşturulabilir. Küçük bir mosquito hemostatı kullanılarak tel halka, kırık parçanın üst serbest kısmı etrafında sıkıştırılabilir ve daha

sonra tüm düzenek kök kanalından çekilebilir. Tel halka, kanalın boyutuna ve parçanın konumuna göre küçük dairesel veya uzun eliptik şekilli olabilir. Bu teknik kök kanalına sıkı bir şekilde bağlanmamış nesnelere almak için kullanılabilir.¹⁷¹

2.6.10. Endodontik Eğelerin Örülmesi

Kırık parçaya bağlanabilmesi için kök kanalına Hedström veya K tipi eğeler yerleştirilebilir ve daha sonra geri çekilebilir. Bu yöntem, kırık parçanın kanalda derin bir şekilde yerleştiği ve görülemediği durumlarda kullanılır. Klinisyenin dokunma duyusuna güvendiği veya kırık parçanın gevşek olduğu ancak başka yöntemler kullanılarak geri alınamadığı durumlarda etkili olabilir.¹⁷²

2.6.11. File Removal Sistem

Bu sistem Terauchi ve ark.¹⁵⁴ tarafından geliştirilmiştir. Çıkarılan dentin miktarının minimum olduğu iddia edilmektedir. Sistemin kullanımı özel olarak tasarlanmış aletlerin kullanıldığı ardışık 3 adımdan oluşur.

1. adımda 2 adet düşük hızlı frez (28 mm uzunluğunda) kullanılır. 0,5 mm çapında ve pilot uçlu kesme frezi, kök kanalını genişletmek için kullanılır. Kesme Frezi B'nin silindirik şeklinde bir ucu ve 0,45 mm'lik bir çapı vardır, bu nedenle parçanın koronal kısmı etrafındaki dentini temizler. Her iki frez de esnek olduğundan kavisli kanallarda kullanılabilir. Saat yönünün tersine hareketle kullanıldıkları için parçayı gevşetebilirler, hatta çıkarabilirler. Bu başarısız olursa; 2. adım denir.

2. adımda, kırılan parçanın etrafında (en az 0,7 mm derinliğinde) bir oluk hazırlamak için ultrasonik uç (30 × 0,2 mm) kullanılır. Bu genellikle parçayı gevşetir, hatta çıkarır. Başarısız olursa 3. adım denir.

3. adımda, parçayı mekanik olarak tutturmak ve kök kanalından dışarı çekmek için 2 bölümlü bir kırık alet çıkarma cihazı kullanılır. Bir parçası tek kullanımlık bir tüpe (0,45 mm çapında) bağlı bir baş kısmından oluşur ve uç kısmında Ni-Ti telden (0,08 mm) yapılmış bir halka bulunur. İkinci parça, tel halkayı tutan, pirinç bir gövdedir. İkinci parça hareket ettirildiğinde halkanın kırık parça ile sıkışmasını sağlayarak kanaldan çıkarılmasını sağlar.^{79, 154}

2.6.12. Yumuşatılmış Gutta Perka Tekniği

Yumuşatılmış gutta perka kullanarak kök kanalının apikal üçlüsünde bulunan gevşek kırık parçaları çıkarmak için basit bir tekniktir. #8, #10 ve #15 boyutlarında paslanmaz çelik Hedström eğeleri başlangıçta parçayı kısmen atlamak ve gevşek olup olmadığını kontrol etmek için kullanılır. Daha sonra parçanın bulunduğu kanalın apikal 2-3 mm'sine uygun farklı boyut ve koniklikteki gütta-perka, yaklaşık 30 saniye boyunca kloroform içine batırılır. Yumuşatılmış gütta-perka daha sonra kanala yerleştirilir ve yaklaşık 3 dakika sertleşmesine izin verilir. Gütta-perka ve parça daha sonra saat yönünde ve saat yönünün tersine hassas bir çekme hareketi kullanılarak çıkarılabilir. Bu konservatif teknik, diğer çıkarma teknikleri kullanılırken kolayca erişilemeyen gevşek parçaların çıkarılmasında yardımcı olabilir.¹⁷³

2.7. Kök Yüzeyindeki Sıcaklık Artışının Periodontal Dokular Üzerine Etkisi

Endodontik tedaviler sırasında diş yapısında ve komşu dokularda bazı komplikasyonlar meydana gelebilir. Bu komplikasyonlar arasında diş ankilozu, kemik nekrozu ve rezorpsiyon sayılabilir.¹⁷⁴

Eriksson ve ark.¹⁷⁵ 56-60 °C'nin üzerindeki sıcaklıkların sert dokularda proteinin denatüre olmasına neden olabileceğini açıklamışlardır. Aynı zamanda bu çalışmada kemiğin 1 dakika boyunca 53°C sıcaklığa maruz bırakılmasının kan akışını kesintiye uğrattığı sonucuna varmışlardır. Eriksson ve Albrektsson⁷'a göre 47 °C'lik sıcaklığın (vücut sıcaklığının 10°C üzerinde) 1 dakika sürede alveol kemiğinde nekroz oluşmasına neden olmak için yeterli olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Diğer bir çalışmada ise 43°C sıcaklığa maruz kalmak periodontal ligamentte protein denatürasyonuna neden olabildiği bildirilmiştir.¹⁷⁶

2.8. Kırık Aletlerin Çıkarılması Esnasında Ultrasonik Cihazların Kök Yüzeyindeki Sıcaklık Artışına Etkisi

Ultrasonik aletlerin endodontide üç ana uygulama alanı vardır: Birincisi, operatörün kök kanalındaki sıvıları (örn. sodyum hipoklorit) aktive etmesine yardımcı olarak bakteriyel flora ve kalıntıların uzaklaştırılmasını kolaylaştırır; ikinci

olarak, kök kanal preparasyonu için kullanılabilirler; ve üçüncü olarak, kanal içi postları ve kırık aletleri çıkarmak için kullanılabilirler.¹⁷⁷

Aletlerin kök kanalında kırılması gibi engeller kök kanal tedavisini zorlaştıran ve işlemin sonucunu etkileyen faktörlerdir.¹⁷⁸ Alet kırığı meydana geldiğinde çeşitli tedavi stratejileri kullanılabilir. Bunlar arasında aleti çıkarmaya çalışmak, aleti baypas etmeye çalışmak veya kırık aleti çıkarmadan kanalı doldurmak seçenekleri sayılabilir.¹⁶⁷

Kırık aletleri çıkarmak için ultrasonik enstrümantasyon kullanan çalışmalar olumlu sonuçlar bildirmiştir ve başarı oranları %54,4 ile %93,3 arasındadır.¹⁷⁹

Ultrasonik uçlarla kırık alet çıkarma yöntemleri çoğunlukla Ruddle tekniğine veya onun bir varyasyonuna dayanmaktadır.⁴ Ultrasonik aletin kullanımından önce Gates-Glidden frezi kullanılarak bir platform oluşturulur. Gates-Glidden frezi, uzunlamasına eksenine dik, maksimum kesit çapı boyunca kesilerek modifiye edilir. Ultrasonik alet kök kanalında daha düşük bir güç ayarında çalıştırılır ve ardından kırık alet duruma göre saat yönünün tersine veya saat yönünde kırık alet etrafında dolaştırılır. Bu hareketle iletilen titreşim, kırılan alet parçasının gevşemesine ve ardından kök kanalından "dışarı çıkmasına" neden olur.⁴ Kırılan aletin çıkarılması, kök kanalının tam dezenfeksiyonu ve hermetik olarak kapatılmasını sağlayacağından dolayı tedavi prognozu açısından faydalıdır.¹⁸⁰

Önceki çalışmalar, kök kanalından kırık aletin çıkarılması için ultrasonik aletlerle yapılan müdahalelerin, dış kök yüzeyinde sıcaklık artışına neden olabileceğini göstermiştir.^{81, 83, 181, 182} Dentinin düşük termal iletkenliğine rağmen ısıyı kökün dış yüzeyine ve diş destek dokularına ileterek periodonsiyumun zarar görmesine neden olur.⁶ 60 saniye boyunca 10 °C'lik sıcaklık artışının geri dönüşümlü doku hasarına yol açtığı rapor edilmiştir.^{7, 8} Ultrasonik cihazlarla kanal içi kırık aletlerin çıkarılması sırasında dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışını araştırmak için yapılan çalışmalarda, kullanılan üniteye, güç ayarına ve süreye bağlı olarak 4,2 °C-11 °C'lik bir artış olduğu gösterilmiştir.^{81, 83, 183}

Ayrıca kırılan aletin tipinin de çıkarma sırasında oluşan ısı miktarı üzerinde etkisi vardır. Paslanmaz çelik parçaya kıyasla kırık bir Ni-Ti aletinde daha yüksek sıcaklık artışı bulunmuştur.¹⁸³ Isıya bağlı kemik dokusu hasarı, gerçek bir klinik

durumda diş çekimine yol açabilir.⁸² Özellikle kırık aletin daha rahat görülebilmesi için ultrasonik cihazlar, soğutma sıvısı olmadan kullanılıyorsa sıcaklık artışı daha fazla olmaktadır. ⁸¹ Termal yaralanma riskini azaltmak için ultrasonik hazırlık sırasında su soğutması önerilir.¹⁸⁴ Her ne kadar su soğutma sıcaklık artışını azaltmak için kabul edilebilir bir sonuç sağlasa da aletin görünürlüğünü sınırlama dezavantajı nedeniyle başka çözümler aranmaktadır.¹⁷⁷

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Araştırmamızın tasarımı ve protokolü Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay almıştır. (Sayı: E-60116787-020-289635, Tarih: 21.11.2022) (Ek 1.) Bu çalışma, Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Kurulu'nca (Proje Kodu: 2023DİŞF001) desteklenmiştir.

Örneklem büyüklüğü hesabı için G*Power 3.1.9.4 paket programı kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı silikon yağı kullanımı ile ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerindeki etkilerini test etmek olduğu için *Karışık Ölçümler için İki Faktörlü ANOVA Testi* çözümlenmesi kullanılarak örneklem büyüklüğü hesaplanmıştır. Çalışmanın gücü %99,3 olarak kabul edildiğinde, silikon yağı kullanılan ve kuru olarak çalışılan 2 ana grubun her bir grubunda 40 diş, farklı sürelerin sıcaklık artışına etkisinin değerlendirildiği grupların her birinde 10 diş olmak üzere en az 80 dişin seçilmesi gerektiği görülmüştür. Veriler *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 26.0 Statistics* (IBM Electronics, ABD) paket programı aracılığı ile analiz edilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara göre dağılımı

	30 sn	60 sn	90 sn	120 sn
Grup 1	n=10	n=10	n=10	n=10
Grup 2	n=10	n=10	n=10	n=10

3.1. Dişlerin Seçim Kriterleri

Çalışmamızda periodontal problemler, aşırı çürük ve ortodontik sebeplerle çekilmiş 80 adet insan daimi mandibular azı dişleri kullanılmıştır. Çekilmiş dişler periodontal doku artık ve debrisleri uzaklaştırıldıktan sonra % 0,2'lik timol solüsyonunda deneylerin yapılmasına kadar bekletilmiştir. Dentin kalınlığı etkisinin sıcaklık artışına etkisi olabileceğinden kök çevresi çapı istatistiksel olarak birbirine yakın olan dişler kullanılmıştır.

- Daha önce endodontik tedavi girişimi bulunulmamış,
- Kök gelişimi tamamlanmış
- Köklerde herhangi bir anatomik anomalisi bulunmayan
- Köklerde herhangi bir rezorptif defekt bulunmayan
- Vertikal kök kırığı bulunmayan dişler çalışmaya dahil edilmiştir.

3.2. Kök Kanallarının Hazırlanması

Seçilen alt molar dişlerin mezial kökleri 10 mm uzunlukta olacak şekilde kuronlardan aeratöre (NSK, Japonya) takılan bir alev uçlu elmas frez (Perfect Medical Instruments Co., Ltd, Shenzhen, ÇHC) yardımıyla kesilerek ayrılmıştır. Böylelikle kullanılacak dişlerin standart boy uzunluğunda olması sağlanmıştır. 10 numaralı K-file (Perfect Medical Instruments Co., Ltd, Shenzhen, ÇHC) ile eğenin ucu foramen apikaleden görülene kadar kanal içinde ilerletilerek giriş yolu oluşturulmuştur. Kanallarda kırmak için One Curve (Micro Mega, France) 25/04 boyutundaki eğenin, apikal son 4 mm'sine alev uçlu elmas frez ile çentik atılmıştır. Kök kanalının koronal kısımda 2.5 mm boşluk kalacak şekilde kanal eğesi, kök kanalında 6,5 mm ilerletildikten sonra yüksek tork ayarına getirilip kanal aletinin kırılması sağlanmıştır.

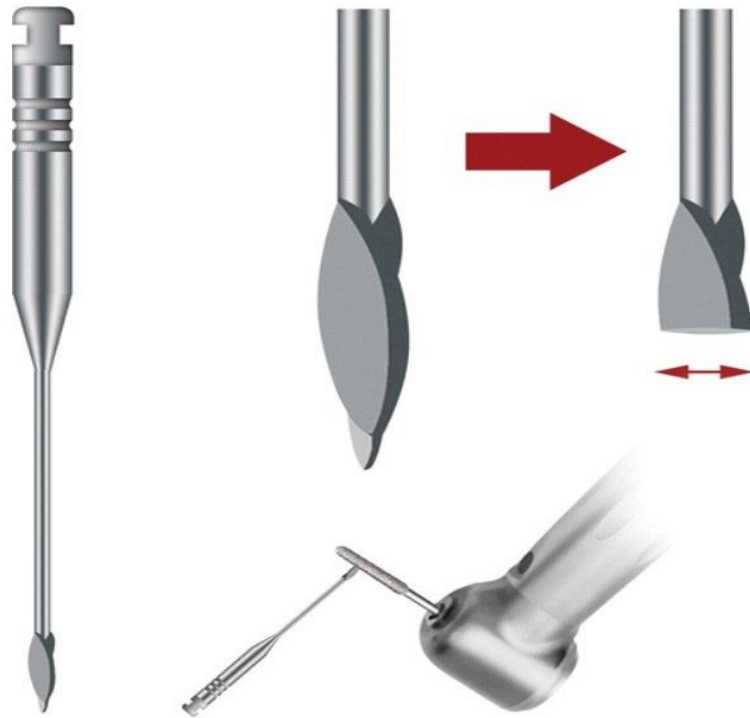


Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan One Curve döner alet eğeleri



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan alt 1. molarların kronları ayrılan mesial köklerden örnekler

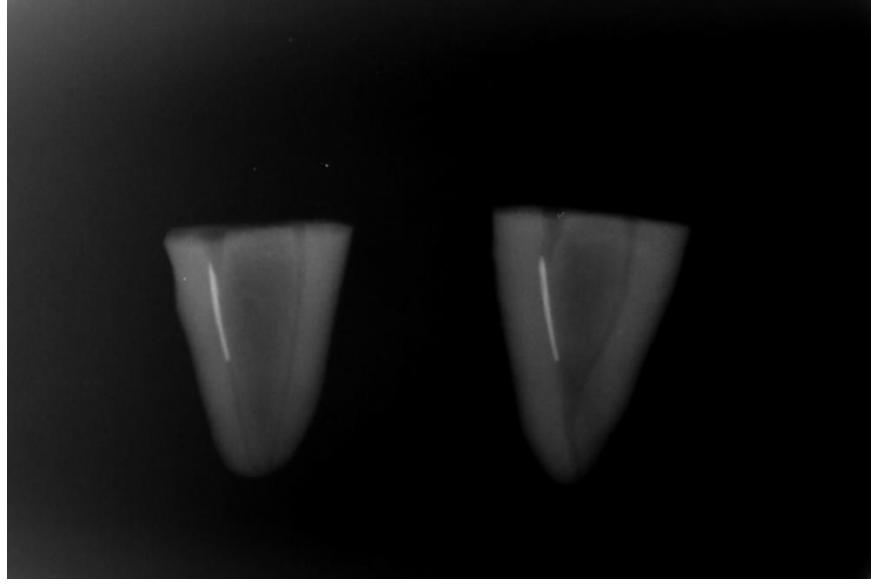
Evreleme platformu oluşturmak için III no' lu Gates Glidden (Golden Star Medical Co., Ltd., ÇHC) frezinin ucu, uzun eksene dik olacak şekilde aeratör frezi ile kesildi. Modifiye edilmiş Gates-glidden frezi kırık aletin koronalinde su soğutması altında mikro motor (NSK, Japonya) ile kullanılarak evreleme platformu oluşturuldu. Daha sonra kanallar distile su ile yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3.3. Modifiye edilmiş Gates Glidden şematik şekli ¹⁸⁵

3.3. Örneklerin Radyografik Olarak Değerlendirilmesi

Hazırlanan örneklerde kanal eğelerinin istenilen yerde kırılıp kırılmadığını doğrulayabilmek için örneklerin radyografileri alınıp değerlendirilmiştir. Kanal aleti belirlenen noktalarda kırılmamış olan dişler çalışma dışı bırakılmıştır.



Şekil 3.4 Kök kanallarında döner alet eğesi kırılmış köklerin radyografik örnekleri

3.4. Deney Grupları

Çalışmamız için hazırlamış olduğumuz dişler (n=80), rastlantısal olarak (1. Grup n=40, 2. Grup n=40) iki ana gruba ayrılmıştır. 1. Grupta ET40 ultrasonik uçları (Satelec Acteon, Fransa) ile kanallar kuruyken çalışılmıştır. 2. Grupta ise ET40 ultrasonik uçları ile kanallara silikon yağı (Cadence, Turan Boya San., İstanbul, Türkiye) uygulanıp çalışılmıştır.



Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan silikon yağı

3.5. Periodontal Dokuları ve Vücut Sıcaklığını Yapay Olarak Taklit Eden Prototip Cihazın Özellikleri

Cihazımızın içerisinde 3,5 cm çapında 5 cm derinliğinde alüminyumdan imal edilmiş, üstü açık bir silindir bulunmaktadır. Silindirin tabanında merkezine doğru gelen ve cihazın mikro işlemcisine bağlı bir termokupl bulunmaktadır. Bu termokupl vasıtasıyla silindirin içerisine yerleştirilen aljinat veya benzeri malzemelerin sıcaklıkları ölçülmektedir. Ölçülen sıcaklık mikroişlemcide değerlendirilerek silindirin etrafını sarmış olan rezistanslar vasıtasıyla istenilen sıcaklık sağlanmaktadır. Mikroişlemciye bağlı olan dijital ekrandan santigrat derecenin onda biri hassasiyetine kadar silindir içerisindeki ortamın sıcaklığı ayarlanabilmektedir.

3.6. Köklerin Yüzeyine Termokupl Yerleştirilmesi

Prototip cihazdaki silindirin içerisindeki ortamın sıcaklığını ölçen termokupl dişin dış yüzeyindeki sıcaklığı ölçmek için yetersizdir. Bu nedenle deneyler esnasında dişin dış yüzeyindeki sıcaklığı ölçebilmek için mikro termokupl kullanılmıştır. Elde edilen örneklerde kök yüzeyindeki sıcaklık artışının ölçülebilmesi için mikro termokuplu kırık aletin koronal hizasına adapte ederken ısı iletkenliğini en üst seviyede tutabilmek için termal macun (ZALMAN, Kore) kullanılmıştır. Mandibular

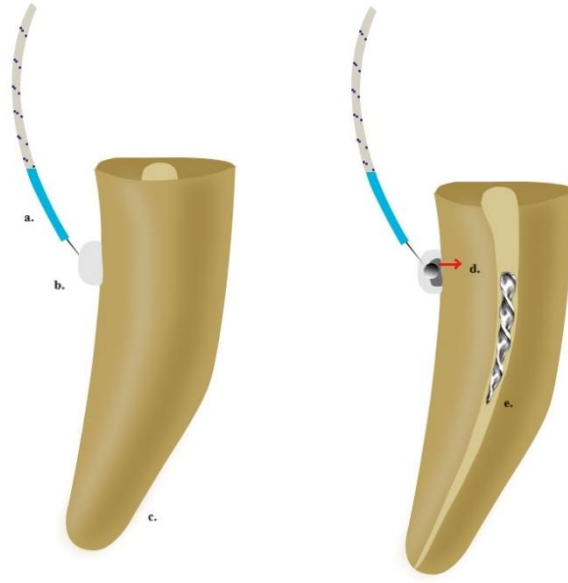
molarların mezial kanallarının en ince dentin kalınlığı genellikle distal yönde olduğundan termokupl kökün distal yüzeyine adapte edilmiştir. Termokuplın kök yüzeyine adaptasyonu için akışkan kompozit (Nova Compo HF, Imicryl, Konya, Türkiye) kullanılmıştır.



Şekil 3.6. Termokupl ile kök arasındaki ısı iletimini sağlaması için kullanılan termal macun



Şekil 3.7. Termokupl kök yüzeyine adapte edebilmek için kullanılan akışkan kompozit



Şekil 3.8. Deney için hazırlanan örneklerin şematik şekli **a.** termokupl, **b.** akışkan kompozit, **c.** kronundan ayrılmış kök, **d.** termal macun, **e.** kırık alet

3.7. Köklerin Prototip Cihaza Yerleştirilmesi ve Vücut Sıcaklığının Ayarlanması

Dişler insan vücudundaki su oranıyla benzer olan aljinat protetik ölçü maddesine (Cavex Holland BV, Haarlem, Hollanda) gömülmüştür. Kök yüzeyine adapte edilen termokuplın bağlı olduğu termometrede vücut sıcaklığı değerleri ($37^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$) görülene kadar prototip cihaz aljinatı ısıtması için aktif hale getirilmiştir.



Şekil 3.9. Prototip cihazın dış ve iç görüntüsünün şematik şekli



Şekil 3.10. Prototip cihaz ve aljinata gömülmüş dış görüntüsü

3.8. Deneylerin Yapılması

Prototip cihaza yerleştirilen ve vücut sıcaklığına getirilen 1. Gruptaki örneklerde ultrasonik uçlarla 30, 60, 90, 120 saniyelik sürelerde kuru bir şekilde çalışılmıştır. 2. Gruptaki örneklerde ise aynı sürelerde silikon yağı uygulanarak çalışılmıştır. Çalışmamızda Newtron P5 XS B.LED (Acteon/Satelec, Fransa) ultrasonik cihaz kullanılmıştır. Ultrasonik cihaz üretici firmanın önerileri doğrultusunda güç 5 ayarında kullanılmıştır. 40 mm uzunlukta, 0,04 tapera sahip, elmas kaplamasız çelikten üretilen ET40 (Acteon/Satelec, Fransa) ultrasonik uçları, evreleme platformu oluşturulmuş dişlerde kök kanallarında kırılan aletler ile dentin arasında aynı operatör tarafından sabit bir şekilde tutularak kullanılmıştır. Çalışmamızın değerlendirme kriterlerinden biri olan sürenin saptanabilmesi için deneylere başlarken kronometre çalıştırılmıştır. Ultrasonik titreşim verilmeye başlanan dişlerde, belirtilen süreler sonunda termometrede (DT 3891G Sıcaklık Kayıt Cihazı; CEM instruments, Huashengchang Technology Industrial Co., Ltd. Shenzhen, ÇHC) okunan değerler kaydedilmiş ve sıcaklık farkları hesaplanmıştır.



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan ultrasonik uç



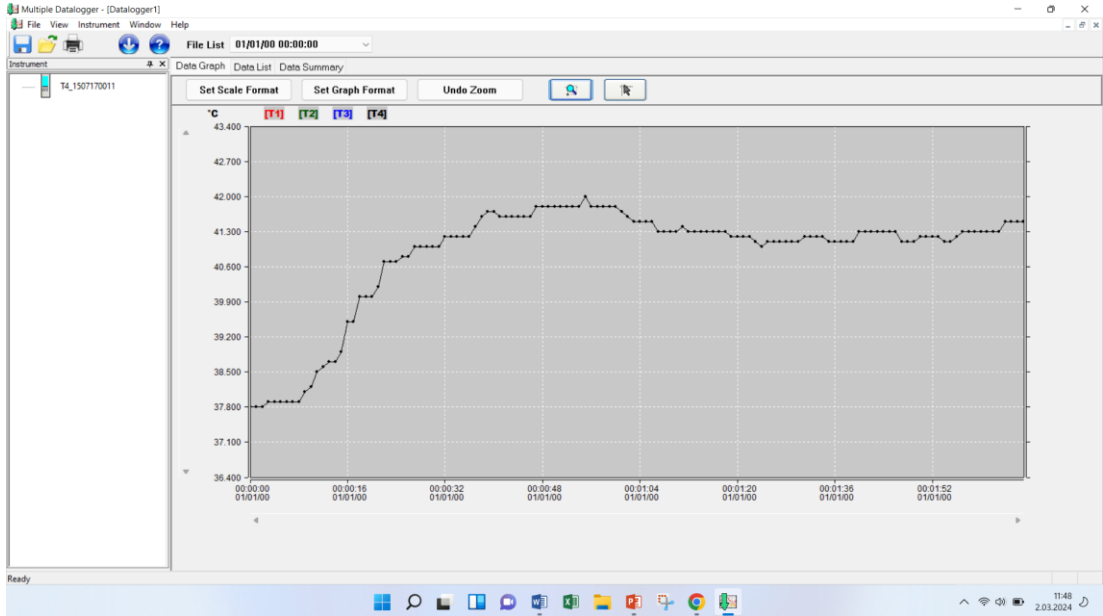
Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihaz



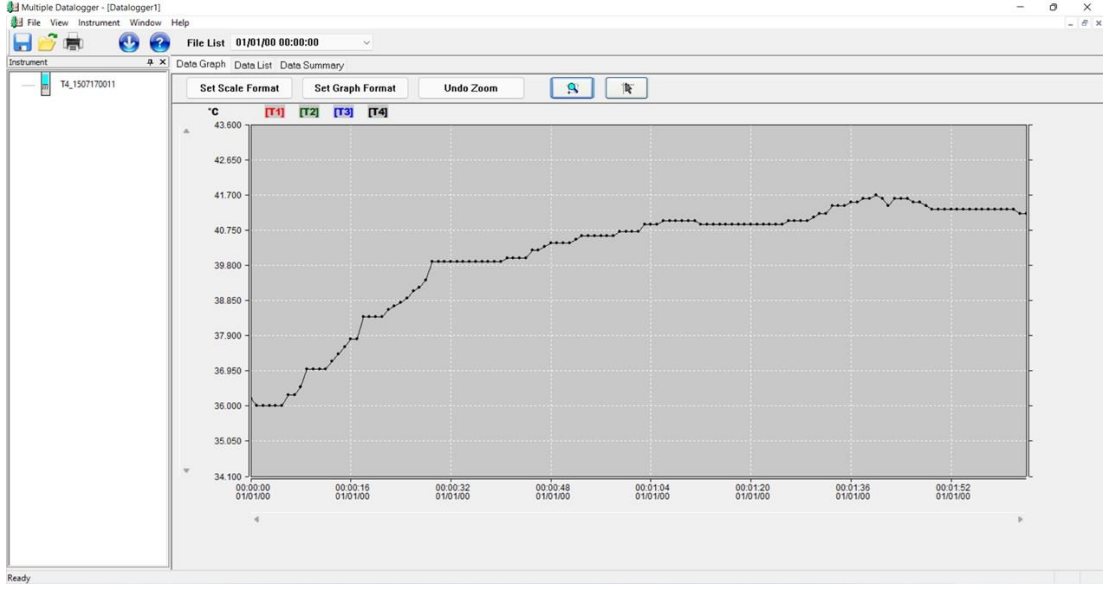
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan sıcaklık kayıt cihazı



Şekil 3.14. Çalışmanın yapılabilmesi için kurulan düzeneğin görüntüsü



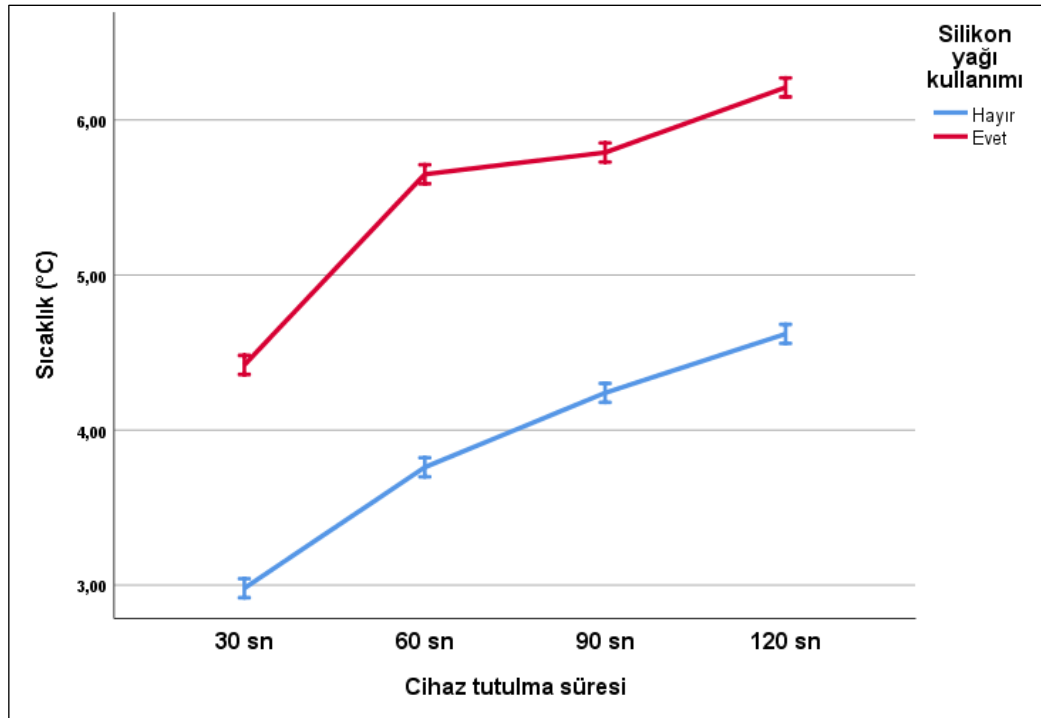
Şekil 3.15. Silikon yağı kullanılmayan gruptaki çalışmalarda sıcaklık kayıt cihazına kaydedilen grafiklerden bir örnek



Şekil 3.16. Silikon yağı kullanılan gruptaki çalışmalarda sıcaklık kayıt cihazına kaydedilen grafiklerden bir örnek

4. BULGULAR

Çalışmamızda her bir ana grupta 40 diş olmak üzere 80 diş çalışmaya dahil edilmiştir (n:10). Silikon yağı kullanımı ile ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerindeki etkileri İki Faktörlü ANOVA analizi ile incelenmiştir (Grup*Ölçüm). Ultrasonik cihaz yardımıyla kırık eğe çıkarılması esnasında silikon yağı kullanımı ve ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerindeki ortak etkilerinin anlamlı olmadığı görülmüştür (her iki grupta süre artışıyla beraber sıcaklık artışı da gözlenmiştir) ($p>0,05$). Bu bulgu, silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde, ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık değişimlerinin aynı olduğunu göstermektedir. Elde edilen bulgular Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Silikon yağı kullanımı ve cihaz tutulma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerine etkileri

Bu çalışmada, asıl incelenecek olan silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarındaki değişimi incelemektir. Bu kapsamda, kırık eğe çıkarılması esnasında ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma süreleri ve

silikon yağı kullanımına göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

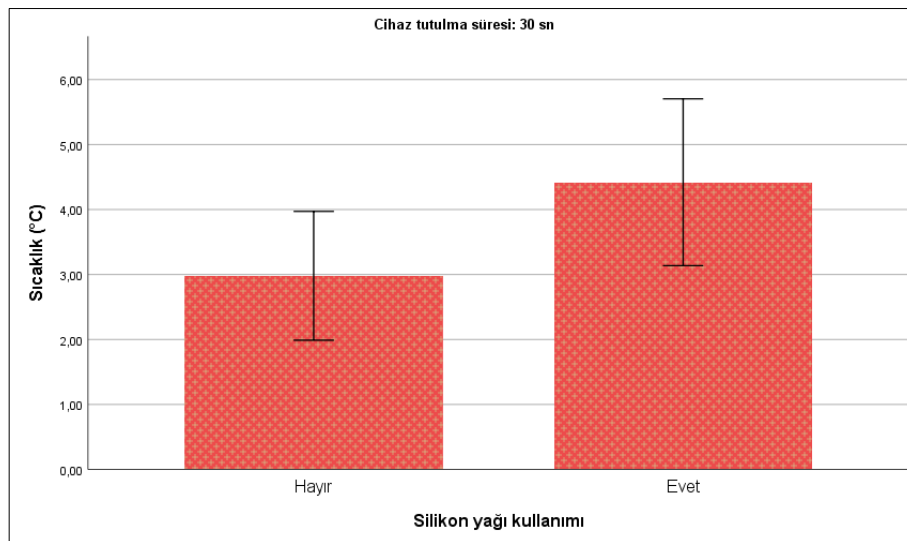
Tablo 4.1. Kırık eğe çıkarılması esnasında ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma süreleri ve silikon yağı kullanımına göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

Cihaz tutulma süresi	Silikon yağı kullanımı	N	Sıcaklık (°C) ortalama	S.S.	P
30 sn	Hayır	10	2,98	1,39	0,06
	Evet	10	4,42	1,79	
60 sn	Hayır	10	3,76	1,48	0,033*
	Evet	10	5,65	2,13	
90 sn	Hayır	10	4,24	1,13	0,022*
	Evet	10	5,79	1,58	
120 sn	Hayır	10	4,62	1,13	0,012*
	Evet	10	6,21	1,39	

* $p < 0,05$, Test İstatistiği: *Independent Sample T Testi*

30 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışılan işlemlerde silikon yağı kullanılmadığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 2,98 °C, silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,42 °C'dir.

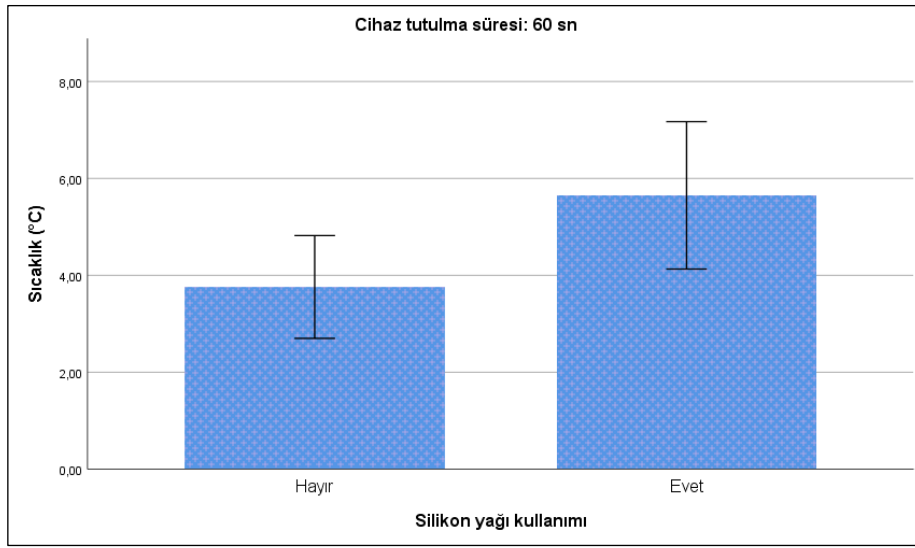
Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmemiştir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak farklılık görülmesi de, silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının, silikon yağı kullanılmayan işlemlere göre yüksek olduğu söylenebilir (Şekil 4.2.).



Şekil 4.2. 30 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

60 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışılan işlemlerde silikon yağı kullanılmadığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 3,76°C, silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 5,65 °C'dir.

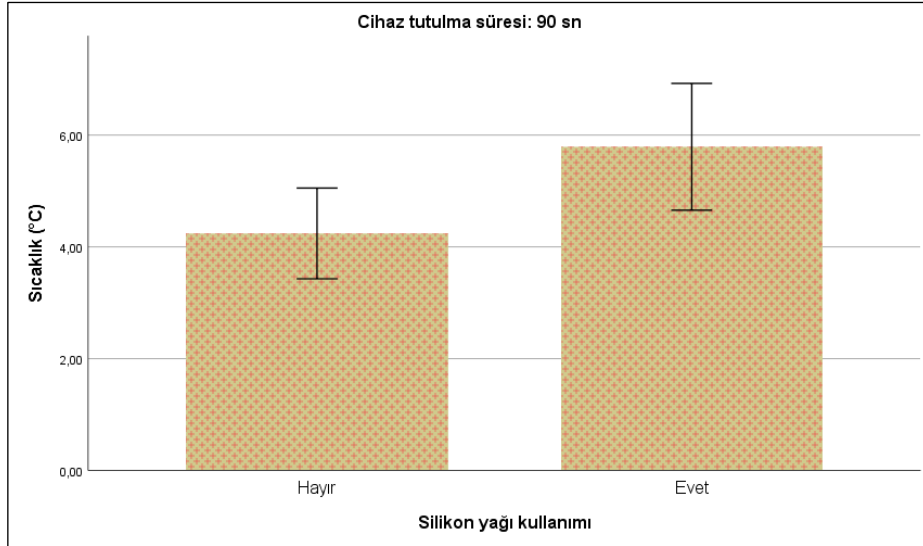
Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0,05$). Silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarındaki değişim, silikon yağı kullanılmayan işlemlere göre yüksek olduğu söylenebilir (Şekil 4.3.).



Şekil 4.3. 60 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

90 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışılan işlemlerde silikon yağı kullanılmadığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,24 °C, silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 5,79 °C'dir.

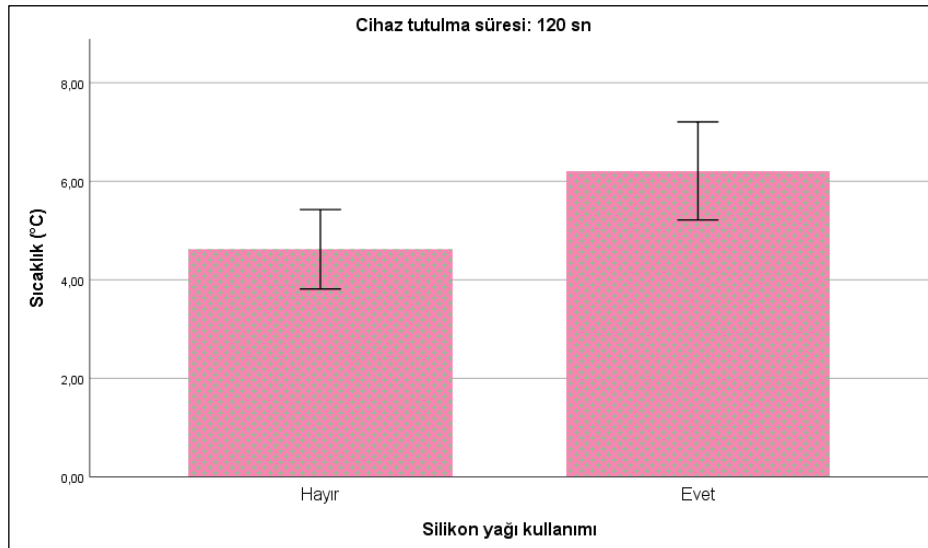
Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0,05$). Silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarındaki değişim, silikon yağı kullanılmayan işlemlere göre yüksek olduğu söylenebilir (Şekil 4.4.).



Şekil 4.4. 90 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

120 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışılan işlemlerde silikon yağı kullanılmadığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,62 °C, silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 6,21 °C'dir.

Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p < 0,05$). Silikon yağı kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarındaki değişim, silikon yağı kullanılmayan işlemlere göre yüksek olduğu söylenebilir (Şekil 4.5.).



Şekil 4.5. 120 sn cihaz tutulan işlemlerde silikon yağı kullanım durumuna göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

Kırık eğe çıkarılması esnasında silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde kök kanallarında ultrasonik uçların kullanım sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının karşılaştırılması Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Kırık eğe çıkarılması esnasında silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanalında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının karşılaştırılması

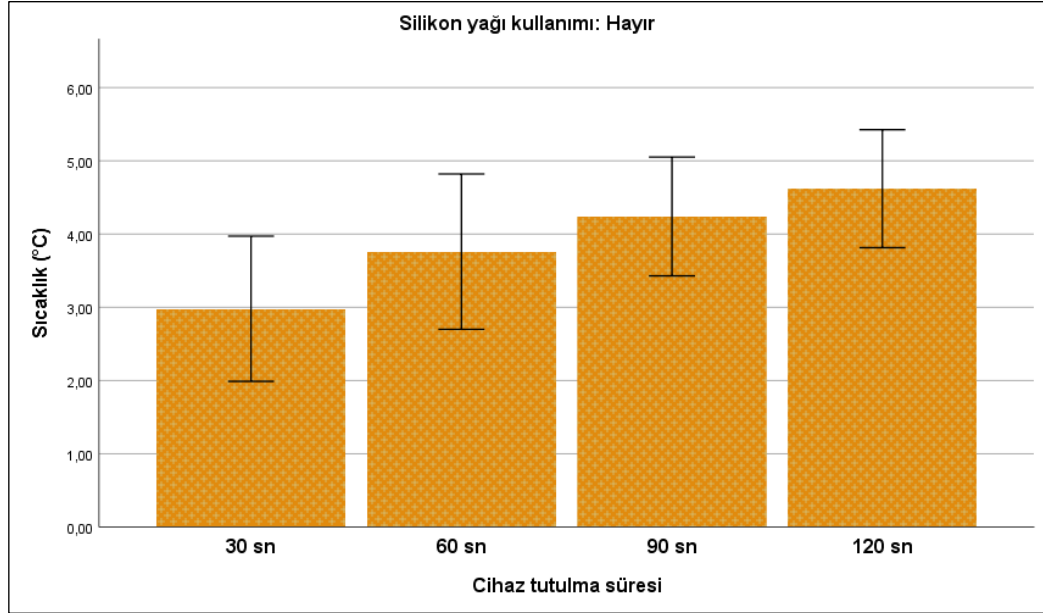
Silikon yağı kullanımı	Cihaz tutulma süresi	N	Sıcaklık (°C) ortalama	S.S.	p	Fark
Hayır	30 sn ^a	10	2,98	1,39	0,043*	a<c,d
	60 sn ^b	10	3,76	1,48		
	90 sn ^c	10	4,24	1,13		
	120 sn ^d	10	4,62	1,13		
Evet	30 sn ^a	10	4,42	1,79	0,140	-
	60 sn ^b	10	5,65	2,13		
	90 sn ^c	10	5,79	1,58		
	120 sn ^d	10	6,21	1,39		

* $p < 0,05$, Test İstatistiği: One Way ANOVA

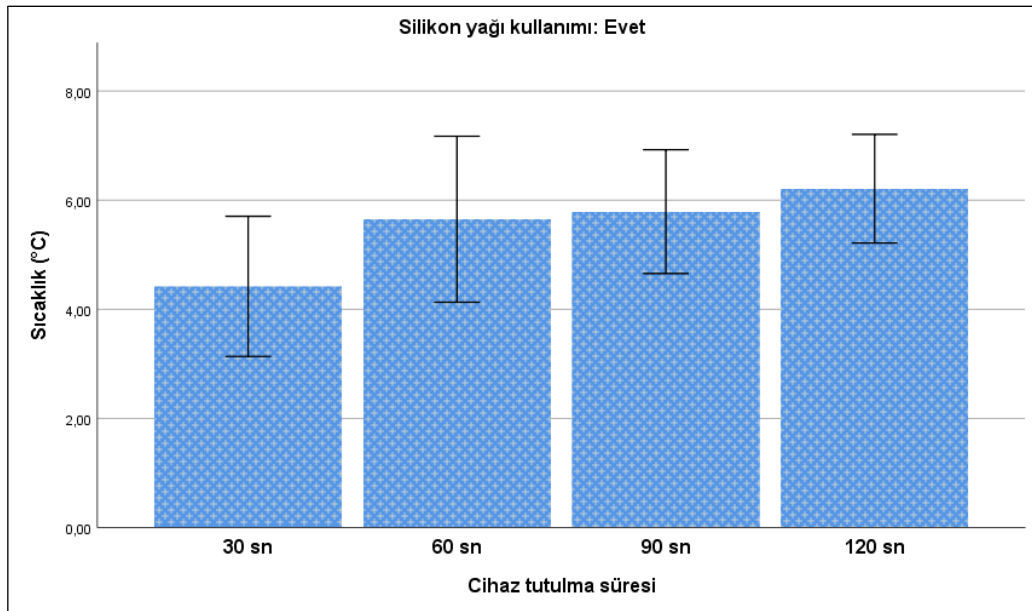
Silikon yağı kullanılmayan işlemlerde 30 sn boyunca ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 2,98 °C, 60 sn boyunca ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 3,76 °C, 90 sn boyunca ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,24 °C ve 120 sn boyunca ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,62 °C'dir. Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanılmayan işlemlerde, ultrasonik uçların kök kanallarında kullanım sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p < 0,05$). 30 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları, 60 sn, 90 sn ve 120 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarından düşüktür (Şekil 4.6.).

Silikon yağı kullanılan işlemlerde 30 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 4,42 °C, 60 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 5,65 °C, 90 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 5,79 °C ve 120 sn boyunca kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışıldığında kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalaması 6,21 °C'dir. Bu sonuçlara göre, silikon yağı kullanılan işlemlerde, kök kanallarında ultrasonik

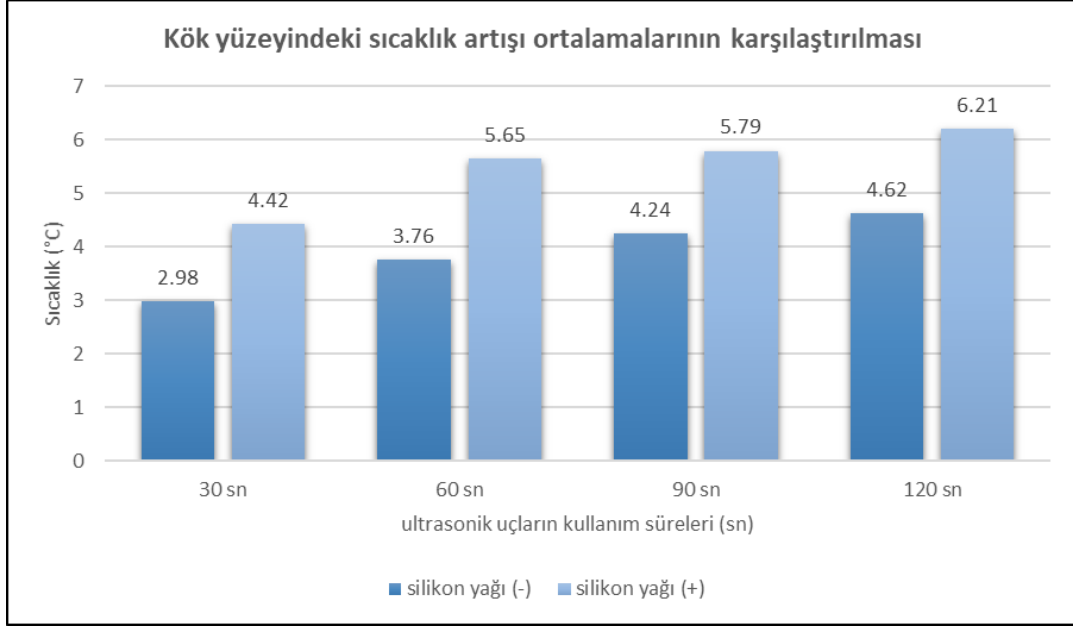
uçlarla çalışma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları arasında anlamlı farklılık görülmemiştir ($p < 0,05$). İstatistiksel olarak farklılık görülmesi de, kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışma süreleri arttıkça, kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının arttığı söylenebilir (Şekil 4.7.).



Şekil 4.6. Silikon yağı kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık ortalamaları



Şekil 4.7. Silikon yağı kullanılan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları



Şekil 4.8. Silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları

4.1. Verilerin Analizi

Verilerin analizi *SPSS 26.0 Statistics* paket programı aracılığı ile analiz edilmiştir. Silikon yağı kullanımı ve ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine ilişkin veriler ortalama ve standart sapma olarak verilmiştir. Sıcaklık artışı ortalamalarına ait verilerin normal dağılıma uygunluğu çarpıklık ve basıklık değerlerine bakılarak karar verilmiştir. Sıcaklık artışı ortalamalarının normal dağılım kuralına uymadığı görülmüştür. Normal dağılımda alınan referans değer $\pm 1,96$ arasındadır. Silikon yağı kullanımı ile ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerindeki etkileri *İki Faktörlü ANOVA Analizi* ile incelenmiştir (Grup*Ölçüm). Kırık eğe çıkarılması esnasında farklı sıcaklıklardaki silikon yağı kullanımına göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamaları *Independent Sample T Testi* ile incelenmiştir. Kırık eğe çıkarılması esnasında silikon yağı kullanılan ve kullanılmayan işlemlerde ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışılma sürelerine göre kök yüzeyindeki sıcaklık artışı ortalamalarının karşılaştırılmasında *One Way ANOVA testi* kullanılmıştır. Farklılık olan gruplar arasındaki farklılığı tespit etmek içinde *Post Hoc Testleri* kullanılmıştır. Tüm çalışmada anlamlılık düzeyleri 0.05 ve 0.01 değerleri dikkate alınarak gerçekleştirilecektir.

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisi sırasında endodontik aletlerin kırılması, kök kanallarının temizlenme ve şekillendirilmesini engellediğinden rutin tedaviye büyük bir engel oluşturan ve prognozu olumsuz yönde etkileyebilen bir komplikasyondur.^{3, 186-188}

Kök kanallarının yetersiz şekillendirme ve temizlenmesi, kök kanallarında doku artıklarının, bakterilerin ve toksinlerin kalmasına sebep olur. Bu durum enfeksiyon riskini artırabilir ve dişin prognozunu olumsuz yönde etkileyebilir.¹⁸⁸

Yapılmış olan bir çalışmada kök kanallarında alet kırılma prevalansının %1 ile %6 arasında olduğu rapor edilmiştir.⁸⁷ Ni-Ti döner aletlerin piyasaya sürülmesinden bu yana, paslanmaz çelik el aletlerinden daha sık kırıldıkları için kök kanalları içindeki alet kırılma insidansında bir artış olmuştur.⁸⁸ Yapılan bir araştırma, en yaygın olarak kırılan aletlerin Ni-Ti aletler olduğunu göstermiştir.¹⁵⁵ Bu sebeple çalışmamızda kanallarda kırmak için döner alet eğesi kullanmayı tercih ettik.

Kök kanalında alet kırılması durumunda kırık parçanın çıkarılması, yerinde bırakılması, by-pass edilmesi veya apikal cerrahi uygulanması gibi farklı tedavi yöntemleri mevcuttur. Tüm bu yaklaşımların ortak amacı kanalın dezenfeksiyonunu sağlamaktır. Kırık parçanın çıkarılması genellikle en iyi seçenek olarak görülse de, klinik prosedürü oldukça hassas ve teknik olarak zorlayıcı olabilir. Bu nedenle dikkatli çalışılmadığında çeşitli komplikasyonlara yol açabilir.⁷⁵

Kırık aletin çıkarılma sürecinde, diş dokularına zarar verilme riski yüksektir. Bu süreçte, kök kanalının aşırı genişletilmesi, kanal transportasyonu, perforasyon gibi istenmeyen durumlar oluşabilir. Ayrıca, bu girişimler dişin aşırı derecede zayıflamasına neden olabilir. Bunlar kök kırığı gibi daha ciddi sorunların önünü açabilir.^{78, 162, 189} Kırık aletin çıkarılması için en uygun yöntem, çevredeki diş dokularına minimal zarar verirken hızlı ve etkili bir şekilde kırık aleti çıkarmaktır.¹⁹⁰

Kırık alet çıkarma prensipleri sırasında oluşan bir diğer önemli komplikasyon ise kök yüzeyindeki sıcaklık artışıdır. Sıcaklık artışı; diş ankilozu, kemik nekrozu ve rezorpsiyon gibi komplikasyonlara sebep olabilir.¹⁷⁴

Kök kanallarındaki kırık aletin çıkarılabilmesi için çeşitli yöntemler ve sistemler bulunmaktadır. Son yıllarda ultrasonik sistemler, kırık aletleri çıkarmak için sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biri haline gelmiştir.^{155, 158} Ultrasonik aletin kullanımı sırasında, kırık parçayı çıkartırken çevredeki dokulara çok az hasar vermesi önemli bir avantajdır.¹⁹¹ Ancak hassas kullanım gerektiren bir yöntemdir. Çalışmamızda da kırık alet çıkarma yöntemi olarak endodonti pratiğinde güncel ve sık kullanılan bir yöntem olan ultrasonik sistem tercih edilmiştir.

Kırık alet çıkarma işlemleri sırasında ultrasonik uçların soğutmalı kullanımının yanı sıra kırık aletin gevşetilmesini kolaylaştırmak için kanallarda lubrikant olarak silikon yağı, zeytinyağı, soya fasulyesi yağı gibi biyoyumlu materyaller de kullanılabilir.^{167, 192}

Terauchi^{167, 192} kırık alet çıkarma vakalarında kırık aletin gevşetilmesini kolaylaştırmak için kanalın biyoyumlu silikon yağı ile doldurulmasını önermektedir. Kanallara silikon yağı uygulanması görüntülemeyi olumsuz etkilemekle birlikte silikon yağı kullanıldığında kırık aletin gevşeyip gevşemediğini anlayabilmek için tek belirleyici faktör dokunma hissi olmaktadır. Kırık aletin gözle görülmeyen koşullarda başarılı bir şekilde gevşetilebilmesi için, ultrasonik ucun kanal duvarı ile kırık alet arasındaki boşluğa yerleştirilip sıkışma hissi alınması gerekmektedir.¹⁶⁷

Yapılan literatür taramasında kırık alet çıkarma vakalarında lubrikant olarak kullanılan silikon yağının dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisini değerlendiren bir çalışma bulunamamıştır.

Araştırmamızın amacı ultrasonik sistemle kök kanallarından kırık alet çıkarma işlemi süresince dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışını değerlendirmektir. Çalışmamızda kök kanallarında kuru bir şekilde ve silikon yağı uygulanarak çalışılmıştır. Dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışı kantitatif olarak değerlendirilmiştir. Böylece kuru çalışma ile silikon yağı uygulanarak çalışma arasında sıcaklık artışı açısından bir farklılık olup olmadığı, eğer farklılık oluyorsa bunun miktarının saptanması amaçlanmıştır.

Kırık alet görülme insidansını etkileyen faktörler arasında dişin anatomik özellikleri olan; kanalların birleşmesi, ayrılması, kıvrılması, eğiminin fazla olması ve kanal boyunun uzun olması gibi özellikler sayılabilir.⁹⁷ Hülsmann ve ark.¹⁹³ kırık endodontik aletlerin çıkarılma başarı oranı üzerine çeşitli faktörlerin etkisini

araştırdıkları çalışma sonucunda en çok alet kırılan dişin mandibular molar dişlerin mesial kanalları olduğunu tespit etmişler. Ward ve ark.⁷⁷ kırık döner Ni-Ti aletlerin çıkarılması için ultrasonik tekniğin kullanımını değerlendirdikleri çalışmada çekilmiş ve reçine bloklardan simüle edilmiş mandibular birinci molarların meziolingual kanallarını kullanmışlardır. Hashem¹⁸¹ kırık alet çıkarırken ultrasonik titreşimin diş kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisini araştırdığı çalışmada maxiller santral kesici dişleri kullanmıştır. Madarati ve ark.⁸³ yeni bir ultrasonik ünitenin kök yüzeyindeki sıcaklık artışını değerlendirdiği bir çalışmada mandibular kesici dişler kullanmıştır. Pinter ve ark.¹⁷⁷ kırık Ni-Ti aletlerin ultrasonikle çıkarılması sırasında irrigasyonun sıcaklık artışına etkisini değerlendirdikleri çalışmada maxiller santral dişler kullanmışlardır. Keleş ve ark.'nın¹⁹⁴ yaptığı bir çalışmada tomografi incelemeleri sonucu mandibular molarların mezial kanallarının en ince alanlarının (0,5-1,0 mm) her zaman kökün distal yönünde olduğunu bulmuşlardır. Hülsmann ve Schinkel¹⁹³ kırık aletlerin kök kanalından çıkarılabilmesinin üzerine çeşitli faktörlerin etkisini değerlendirdikleri çalışmada en sık alet kırılma vakasının mandibular molarların mesial kanallarında olduğunu bulmuşlardır. Endodontik alet kırılma insidansının mandibular molarlarda daha fazla olması ve mandibular molarların mezial köklerinde “tehlikeli bölge” olarak adlandırılan ince dentin alanlarının olması sebebiyle çalışmamızda mandibular molar dişlerin mesial kökleri kullanılmıştır. Ayrıca klinik uygulamalara daha benzer olmasından dolayı, reçine bloklardan hazırlanan dişler yerine çekilmiş dişlerin kullanılması tercih edilmiştir.

Birçok araştırmacı dentinin zayıf bir ısı iletken olduğunu ve dentinin periodontal dokuları, diş içindeki sıcaklık artışlarından koruduğunu belirtmiştir.^{4, 195-197} Nicoll ve Peters¹⁹⁷ kavitron kullanımı sırasında diş içindeki sıcaklık artışının dentin kalınlığı ile ters orantılı olduğunu belirtmiştir. Dominici ve ark.¹⁹⁵ dentin kalınlığındaki küçük bir farkın ısı iletimi üzerinde büyük bir etkiye sahip olabileceğini öne sürmüşlerdir. Dentin kalınlığının sıcaklık artışına etkisinin tartışıldığı birçok makalede, ultrasonik enstrümantasyon sırasında diş kök yüzeyine sıcaklık iletiminde dentin kalınlığının önemli bir değişken olduğu öne sürülmüştür.^{4, 82, 195, 197, 198} Madarati ve ark.^{81, 83} dentin kalınlığı değişkenini ortadan kaldırmak için 10 mm olarak hazırladıkları köklerin en koronalinin meziodistal kesit çapını ölçmüşler ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmeyen dişleri seçmişlerdir. Pinter ve ark.¹⁷⁷ da ultrasonik cihazla kırık alet çıkarırken ara irrigasyon yapmanın kök yüzeyindeki

sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmada dişlerin köklerini 10 mm aynı uzunlukta olacak şekilde kesmişlerdir ve mesiodistal uzunlukları arasında istatistiksel olarak fark olmayacak dişleri çalışmaya dahil etmişlerdir. Dentin kalınlığı, ısı iletiminde önemli bir değişken olduğundan çalışmamızda eşit uzunlukta, 10 mm olarak hazırlanan köklerin mesiodistal çapı ölçülmüş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmayan dişler seçilmiştir.

Hashem¹⁸¹ kırık alet çıkarırken dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışını değerlendirdiği çalışmada kök kanallarında kırık için #40 numara K eğesinin apikal ucundan ince konik elmas frez kullanarak 5 mm mesafede çentik atmıştır. Madarati ve ark.^{81, 83} yaptıkları çalışmalarda F2 ProTaper eğeleri'nin apikal 4 mm'sine çentik atıp koronal girişten 2,5 mm uzakta kırmışlardır. Pinter ve ark.¹⁷⁷ Ni-Ti Reciproc blue eğesinin apikal 4 mm'lik ucuna elmas frez ile çentik açmışlardır. Kanal eğesini kökün en koronal ucundan 5 mm mesafe uzaklıkta kırmışlardır. Ward ve ark.⁷⁷ # 25 numara 0,04 taperlı ProFile döner alet eğesinin apikal 2,5 mm'sine bir elmas frez ile aletin kalınlığının yarısına kadar çentik atmışlardır. Kök kanal eğesini kanal eğriliğinde, kanal eğriliğinin öncesinde ve sonrasında olmak üzere farklı noktalarda kırmışlardır. Literatür taramasında döner aletlere çoğunlukla apikal 4. mm'de çentik atılmıştır ve korondan 2,5 mm uzaklıkta kırılmıştır. Bu sebeple çalışmamızda da aynı şekilde yapılmıştır.

Çalışmamızda kırık alet çıkarma prosedürleri sırasında kök kanallarında ilk olarak Ruddle⁴ tarafından önerilen yaklaşım olan "staging platform" oluşturulmuştur. Yapılan literatür araştırmalarında pek çok araştırmacı bu yöntemi kırık alet çıkarma işlemlerinde tercih etmiştir.^{4, 77, 83, 181, 188}

Kök kanallarında ultrasonik uçlarla çalışılırken sıcaklık artışını etkileyen çok sayıda faktör vardır. Bunlar arasında kullanılan ultrasonik ünite ve güç ayarı, ultrasonik uç tipi, uygulanan süre, kanalda kırılmış olan aletin tipi, dentin kalınlığı ve soğutmalı ya da soğutmasız çalışılması sayılabilir.^{81, 83, 177, 183}

Kırık alet çıkarma işlemleri sırasında Ruddle⁴ kanalların kuru olmasını önermiştir. Kuru çalışılması doğrudan görüşü mümkün kıldığından yüksek başarı ve yüksek güvenlik sağlar. Ward'a⁷⁷ göre ise kanala irrigasyon solüsyonun eklenmesi kırık parçanın çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır. Ayrıca sıcaklık değişimini

gözlemleyebilmek için termometre cihazına bağlı olan termokupl uçlarının dış yüzeyine sabitlenmesi gerekmektedir. Madarati ve ark.⁸¹ K tipi termokupl uçlarını yapışkan mum kullanarak kök yüzeyine sabitlemişlerdir. Bu termokupl uçları sıcaklık kayıt cihazına bağlanmıştır. Kanallarda soğutucu olmadan kuru bir şekilde çalışmışlardır. Madarati ve ark.⁸³'nin yaptığı benzer bir çalışmada deney düzenekleri aynı şekilde hazırlanmıştır. Hava akış fonksiyonu olan ultrasonik uçları kullanarak, hava soğutmasının kök yüzeyindeki sıcaklık artışını azaltmadaki etkinliğini değerlendirmişlerdir. Hashem¹⁸¹ kırık alet çıkarırken ultrasonik uçların kullanımının sıcaklık artışına etkisini değerlendirdiği çalışmada kanallarda ultrasonik uçlarla kuru bir şekilde çalışmıştır. Zeltner ve ark.¹⁹⁹ pasif ultrasonik irrigasyon sırasındaki sıcaklık değişimlerini değerlendirdikleri çalışmada termokuplları dış yüzeyine kompozit ile sabitlemişlerdir. Romero²⁰⁰ ve Hashem¹⁸¹ termokuplları dış yüzeyine siyanoakrilat ile sabitlemişlerdir. Çalışmamızda termokupl uçları, aynı mm'de kırılmış olduğumuz kırık aletlerin koronal hizasında dış kök yüzeyine sabitlenmiştir. Böylelikle dentin kalınlığı değişkeni ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Termokupl uçları dışın dış yüzeyine termal macun ve akışkan kompozit ile sabitlenmiştir ve termokupl sıcaklık kayıt cihazına bağlanmıştır. Silikon yağının sıcaklık artışına etkisinin değerlendirilmesinin amaçlandığı çalışmamızda çoğu araştırmacının yaptığı gibi maksimum görüş ve güvenlik için kök kanallarında kuru ve silikon yağı uygulayarak çalıştığımız iki ana grup bulunmaktadır.

Madarati ve ark.⁸¹ üç farklı CPR ultrasonik uçlarını farklı güç ayarlarında kullanarak kök yüzeyi üzerindeki sıcaklık artışını değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmada kök yüzeyinde üç farklı bölgede, 120 saniyeye kadar 30 saniyelik aralıklarla sıcaklık artışını incelemişlerdir. Madarati ve ark.⁸³ CPR5 ve ET40D ultrasonik uçlarının farklı hava basınçlarıyla ve farklı sürelerde kullanımının kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisini değerlendirmeyi amaçladıkları başka bir çalışmada sıcaklık artışını 120 saniyeye kadar 30 saniyelik aralıklarla incelemişlerdir. Hashem¹⁸¹ yaptığı bir çalışmada kanal içi kırık aletlerin ultrasonik vibrasyonu sırasında ET40 ve CPR5 ultrasonik uçlarının ve 2 farklı güç ayarının (güç 1 ve güç 5) dış kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisini araştırmıştır. Ultrasonik titreşimin sürekli uygulanması sırasında dış kök yüzeyindeki sıcaklık 0, 60 ve 120 saniyede kaydedilmiştir. Özellikle ultrasonik uçların 120 saniyeden uzun süre kullanılması diş ve çevre dokuların güvenliğini tehlikeye attığından çalışmamızda ultrasonik uçlar kök kanalları içerisinde

en fazla 120 saniye etkinleştirildi ve her 30 saniyede bir artan sıcaklık artışı kaydedildi. Ayrıca ultrasonik uçlar, ultrasonik ünitenin endodonti için ayarlanmış en düşük güç ayarında (P5) etkinleştirildi. Çalışmamızda Hashem ve ark.¹⁸¹'nin çalışmasında kullandığı ET40 ultrasonik uçları kullanıldı.

Yapılan çalışmalarda kök yüzeyindeki sıcaklık değişimini ölçebilmek için PDL'in nem oranı ve sıcaklığını taklit edebilen farklı ortamlar oluşturulmuştur. Chauhan ve ark.²⁰¹'nin radiküler post için biyomekanik diş preparasyonu, kök kanal dolgusu ve kök kanal hazırlığı sırasında sıcaklık artışının tek köklü diş üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada dişleri eppendorf tüpünün içindeki aljinata gömmüşlerdir. Aljinat, insan vücudunun su içeriğine çok benzer olduğu için PDL'in yerine kullanılmıştır. Eppendorf tüp içerisinde bulunan aljinata gömülü diş, su banyosuna yerleştirilmiş ve diş yüzeyine yerleştirilen termokupllarla sıcaklık ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Hashem ve ark.¹⁸¹ farklı ultrasonik uçların kullanımının sıcaklık artışına etkisini değerlendirdiği çalışmada da aynı şekilde dişler eppendorf tüpünün içerisindeki aljinata gömülmüş ve daha sonra su banyosuna yerleştirilmiştir. Romero ve ark.²⁰⁰ "Sistem B" ile kanal dolumu sırasında kök yüzeyine aktarılan sıcaklığı ölçebilmek için çekilmiş dişleri, vücut nem oranına benzer olduğu için aljinata gömmüşlerdir. Deneyleri 37°C' de sabit sıcaklıklı bir odada gerçekleştirmişlerdir. Zeltner ve ark.¹⁹⁹ farklı ultrasonik uç ve aktivasyon modları kullanılarak yapılan ultrasonik irrigasyon sırasında kök yüzeyine yerleştirilen termokupllar ile sıcaklık artışını ölçmeyi hedeflemişlerdir. Periodontal ligament perfüzyonu dâhil edilerek dişi çevreleyen dokulardaki sıcaklık artışını simüle etmek için bir su banyosu kullanmışlardır. Madarati ve ark.^{81, 83}'nin kanal içinden kırık alet çıkarırken kök yüzeyindeki sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarda, kök yüzeyine termokupl sabitlenmiş dişlerde, içinde termostatik kontrolör (güç direnci) bulunan özel yapım metal bir halka içinde protetik silikon ölçü maddesine gömülerek çalışılmıştır. Çalışmamızda termokupl sabitlenmiş dişler, içinde termostatik bir kontrol cihazı (güç direnci) bulunan özel yapım metal bir silindir içerisinde aljinat ölçü maddesine gömülmüştür. Bu metal silindir tüm düzeneğin sıcaklığını 37° ± 0,5°C sabitlemek için dijital bir kontrol ünitesine bağlanmıştır.

Çalışmamızda silikon yağı kullanımı ile ultrasonik uçlarla kanallarda çalışılma sürelerinin kök yüzeyindeki sıcaklık değişimleri üzerindeki etkilerini değerlendirdik.

Çalışmamızın sonuçlarına göre silikon yağı kullanılan ve silikon yağı kullanılmayan her iki ana grupta, ultrasonik uçlarla kök kanallarında çalışma süresi arttıkça kök yüzeyindeki sıcaklık da artmaktadır. Bu bulgular literatürdeki bazı çalışmaların sonucuyla benzerdir. Madarati ve ark.^{81, 83} yaptıkları çalışmalarda aktivasyon süresi 120 saniyeye kadar arttıkça sıcaklık artışının sürekli arttığını bulmuşlardır. Hashem ve ark.¹⁸¹'nin yaptıkları çalışmada da tüm çalışma gruplarında 1 dakikadan 2 dakikaya kadar önemli bir artış gözlenmiştir. Budd ve ark.²⁰²'nin ultrasonikle post çıkarılması sırasında post ve kök yüzeyindeki sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmada, kök yüzeyindeki sıcaklık artışı 120 saniyeye kadar sürekli artış göstermektedir.

Literatürde genellikle kök kanallarında soğutucu olarak hava ve suyun çalışmalara dâhil edildiği görülmüştür.^{83, 202} Madarati ve ark.⁸³'nin hava ile soğutma fonksiyonunu dâhil ederek yaptıkları çalışmada; ultrasonik uçların 120 saniye kök kanallarında kullanımı sonucunda, hava akışı aktifken ortalama sıcaklık artışı (4,2°C), hava akışı aktif değilken ölçülen sıcaklık artışına (11°C) göre önemli ölçüde daha düşük bulunmuş. Böylelikle hava akışı fonksiyonu içeren yeni bir ultrasonik ünitenin, kırık eğerin çıkarılması sırasında sıcaklık artışını azaltmada etkili olduğu sonucuna varmışlardır. Budd ve ark.²⁰² post sökümü sırasında hava ve su akış fonksiyonunun sıcaklık artışına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; yüksek akış hızlı su soğutma fonksiyonu (15 mL dk⁻¹, 30 mL dk⁻¹) kullanılan, yüksek akış hızlı hava soğutma fonksiyonu kullanılan ve hiçbir soğutma fonksiyonunun uygulanmadığı 4 grup çalışmaya dahil edilmiş. Bu çalışmaya göre hiçbir soğutma fonksiyonu bulunmayan grubun 10°C eşliğini aşan sıcaklık artışlarına neden olabileceği görülürken; 30 ml dk⁻¹ yüksek akış hızlı su soğutma fonksiyonu kullanılan grupta sıcaklık artışı hiçbir zaman 10 °C eşliğini aşmamıştır. Bu çalışmaya göre su ile soğutmanın da sıcaklık artışını azalttığı sonucuna varılabilir. Çalışmamızda ultrasonik uç ile kırık ege arasındaki sürtünmeyi azaltması sonucu sıcaklık artışını azaltacağını düşündüğümüz silikon yağını kök kanallarına uyguladık. Ancak silikon yağı uygulanan grupta ortalama sıcaklık artış miktarının (sırasıyla 30, 60, 90 ve 120. sn'lerdeki ortalama sıcaklık artışı; 4,42°C, 5,65°C, 5,79°C, 6,21°C), kuru olarak çalıştığımız gruba (sırasıyla 30, 60, 90 ve 120. sn'lerdeki ortalama sıcaklık artışı; 2,98°C, 3,76°C, 4,24°C, 4,62°C) göre daha fazla olduğu sonucuna vardık. Literatür araştırmamızda yağların ısıl iletkenlik katsayısının havanın ısıl iletkenlik kat sayısından daha yüksek olduğu sonucuna

ulaştık.²⁰³ Isıl iletkenlik katsayısının yüksek olması ısının iletim hızının da yüksek olduğu anlamına gelmektedir. Silikon yağı uygulayarak çalıştığımız gruptaki sıcaklık artışının kuru olarak çalıştığımız gruptan fazla olmasının nedeninin silikon yağının ısı iletim katsayısının, havanın ısı iletim katsayısından fazla olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Çalışmamızda 30 saniye boyunca kanallarda ultrasonik uçların kuru olarak kullanımı ve silikon yağı ile kullanımı sonucu oluşan sıcaklık artışı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak silikon yağı kullanılan grupta sıcaklık artışı (4,42) kuru olarak çalışılan gruba (2,98) göre daha fazladır. Madarati ve ark⁸¹ yaptıkları çalışmada CPR2, CPR5 ve CPR6 ultrasonik uçlarını kullanmışlardır. Ultrasonik üniteyi farklı güç ayarlarında çalıştırarak (güç 1, 2,5 ve 5) 30 sn aralıklarla 120 saniyeye kadar sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 30. sn'deki en fazla sıcaklık artışı (7 °C) güç 5 ayarında CPR5 ultrasonik ucu kullanılırken gözlenmiştir. En düşük sıcaklık artışı (2,8 °C) ise CPR 6 ultrasonik ucu güç 1 ayarında kullanılırken gözlenmiştir. CPR5 ucu güç 1 ayarında (6,1 °C) kullanıldığında ise CPR6 ultrasonik ucuna (2,8 °C) göre daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğu gözlenmiştir. CPR2 ucu güç 1 ayarında kullanıldığında ise 4,2 °C'lik bir sıcaklık artışına sebep olmuştur. Büyük ultrasonik uçların, küçük uçlara göre zamanla daha yüksek bir sıcaklık artışına sebep olduğu bildirilmiştir.¹⁸¹ Bu, dentin ile daha büyük bir temas alanına bağlanabilir. Bu çalışmada beklenmedik bir şekilde daha büyük uç boyutuna sahip CPR2 ucu, daha küçük uç boyutuna sahip CPR5 ucuna kıyasla daha düşük bir sıcaklık artışına neden olmuştur. Daha ince ultrasonik uçlar dentini kesmede büyük uçlara göre daha etkilidir. Çünkü ultrasonik ünitenin enerjisini ve salınımı dentine daha verimli bir şekilde iletebilmektedirler.²⁰⁴ Ayrıca, daha büyük bir yer değiştirme genliği üretirler.²⁰⁵ Bu çalışmaya göre sıcaklık artışındaki farklılığın kullanılan ultrasonik uç tipi ve ultrasonik güç ayarından kaynaklandığı söylenebilir. Ultrasonik uçlardan CPR5, tamamen elmasla kaplanmış paslanmaz çelik bir çekirdekten üretilmiştir. CPR6 uçları ise titanyumdan üretilmiş olup pürüzsüz bir yüzeye sahiptir. CPR 5 ultrasonik ucu, uç kısmı ile birlikte yanları boyunca da kesme etkinliğine sahiptir. CPR6 ucunun ise yalnız uç kısmı aktiftir. CPR 5 ucunun kesme etkinliği CPR6 ultrasonik ucuna göre daha fazla olduğundan daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğu söylenebilir. Aynı zamanda ultrasonik ünitenin gücü arttıkça, ultrasonik ucun salınım genliği arttığından daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğu söylenebilir. Çalışmamızda yalnızca ET40

ultrasonik ucu kullanılmıştır. Bu sebeple çalışmamızda farklı ultrasonik uçların sıcaklık artışına etkisi değerlendirilmemiştir. Kuru olarak çalıştığımız grupta 30. sn'deki sıcaklık artışı (2.98 °C) Madarati ve ark nın çalışmasıyla kıyaslandığında güç 1 ayarında CPR6 ucu kullanımı sonucu oluşan sıcaklık artışıyla (2,8 °C) benzerlik gösterdiği söylenebilir. Bunun yanı sıra farklı sonuçlar da gözlenmektedir. Bu durumun sebepleri arasında farklı tip ultrasonik uçların (kesme etkinliği ve boyut farklılığı) ve farklı ultrasonik ünitelerin kullanımı, farklı operatörler tarafından uygulanan kuvvet ve uçların dentin yüzeyine uygulanma şekli, çalışmalardaki ortalama dentin kalınlığının farklı olması sayılabilir. Ayrıca silikon yağı uygulayarak çalıştığımız gruptaki sıcaklık artışının kuru olarak çalıştığımız gruptan fazla olmasının nedeninin silikon yağının ısı iletim katsayısının, havanın ısı iletim katsayısından fazla olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Madarati ve ark⁸³ yaptıkları başka bir çalışmada soğutucu olarak hava akışını kullanmışlardır. Ultrasonik uçlardan hava akışı sağlayan yeni bir ultrasonik ünite ile çalışmışlardır. 15 ve 10 psi olmak üzere iki düşük hava basıncında, ET40D ve CPR5 uçlarını kullanarak; iki farklı ultrasonik ucun, hava akışı aktifken sıcaklık artışını azaltmadaki etkinliklerini karşılaştırmışlardır. 15 ve 10 psi basınçlarda ET40D uçlarının neden olduğu ortalama sıcaklık artışlarını (sırasıyla 2,4° ve 4°C), CPR5 uçlarının neden olduğu sıcaklık artışlarından (sırasıyla 4,2° ve 6,3°C) önemli ölçüde daha düşük bulmuşlardır. Sıcaklık artışındaki farklılık ultrasonik uçların farklı tasarımından kaynaklanmaktadır. Havanın ultrasonik uçtan çıkış noktası ve ultrasonik ucu soğutma etkinliği sıcaklık artışındaki farklılığın esas sebebidir. CPR5 ultrasonik ucundaki hava çıkışı ultrasonik aletin koronal üçte ikisine ulaşır aletin apikal ucuna neredeyse hiç ulaşmamaktadır. ET40D ultrasonik ucundaki hava çıkışı ise ultrasonik aletin hem aşındırıcı yan yüzeylerine hem de uç kısmına ulaşarak daha etkili bir soğutma sağlamaktadır. Hava akış fonksiyonu aktif olmadığında sıcaklık artışında, CPR5 ve ET40D arasında (sırasıyla 10,9° ve 11,2°C) anlamlı bir fark bulunamamıştır. Hava akışı fonksiyonu aktif olmadığında sıcaklık artışı ortalama 11°C olarak tespit edilmiştir. Her iki alet benzer kesme ucu şekline ve boyutlarına sahiptir. Aynı zamanda elmasla kaplanmış paslanmaz çelik bir çekirdeğe sahiptirler. Bu da benzer kesme verimliliğine ve dolayısıyla benzer sıcaklık artışına neden olur. Bu çalışmanın sonucuna göre, hava akışı fonksiyonu içeren yeni ultrasonik ünitenin, kırık eğelerin çıkarılması sırasında sıcaklık artışını azaltmada etkili olduğu kanıtlanmıştır. ET 40D

ultrasonik ucu, CPR5 ultrasonik ucuyla kıyaslandığında soğutucu özelliği için daha etkili bulunmuştur. Aynı zamanda her iki uç, tehlikeli bir sıcaklık artışı oluşturmadan kırılan aletlerin çıkarılması için hava akışı fonksiyonuyla 120 saniyeye kadar kök kanallarında kullanılabilir. Yaptığımız çalışmada kök kanallarında silikon yağı kullanarak ve kuru olarak çalıştığımızda sıcaklık artışı hiçbir zaman 10 °C eşik değerini aşmamıştır. Bunun sebebi olarak dişleri yerleştirdiğimiz deney ortamının başarılı bir ısı sirkülasyonu (tamponlama etkisi) sağlamasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Hashem ve ark.¹⁸¹'nin yaptığı benzer bir çalışmada CPR5 ultrasonik ucu, ultrasonik ünitenin güç 1 ayarında kullanılmış ve 60 sn sonundaki sıcaklık artış değerini 4,1 °C, 120 sn sonundaki sıcaklık artış değerini 5,6 °C olarak bulmuşlardır. ET40 ultrasonik ucu güç 1 ayarında kullanıldığında 60 sn sonundaki sıcaklık artış değeri 5,8 °C, 120 sn sonundaki sıcaklık artış değeri 8 °C olarak bulunmuştur. Yine aynı ultrasonik uç, güç 5 ayarında kullanıldığında 60 sn sonundaki sıcaklık artış değeri 11,5 °C, 120 sn sonundaki sıcaklık artış değeri 14,4 °C olarak kaydedilmiştir. Güç 5 ayarında ve aynı tip ultrasonik uç (ET40) kullandığımız çalışmamızda sıcaklık artış değerleri silikon yağı kullandığımız grupta 60 sn sonunda 5,65 °C, 120 sn sonunda 6,21 °C olarak kaydedildi. Kuru olarak çalıştığımız grupta ise sıcaklık artış değerleri 60 sn sonunda 3,76°C, 120 sn sonunda ise 4,62 °C olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızda, Hashem ve ark. yaptığı çalışmadaki kadar yüksek sıcaklık artış değerleri tespit edilmedi. Bunun esas sebebinin kullandığımız deney düzeneği olduğunu düşünmekteyiz. Hashem ve ark.¹⁸¹ deney düzeneğini 37 °C'deki su banyosuna yerleştirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise deney düzeneği termostatik kontrol cihazına (güç direnci) bağlanmıştır. Oluşturduğumuz bu düzeneğin ısı tamponlama işlevini daha etkili ve doğru yaptığını düşünmekteyiz. Aynı zamanda sıcaklık artışındaki farklılığın sebepleri olarak kullanılan dişlerin dentin kalınlığının farklı olması, farklı tip ultrasonik ünite ve ultrasonik uçların kullanımı, deneyin farklı operatörler tarafından yapılması gibi etkenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın sonuçlarına göre silikon yağı kullanarak çalıştığımız grupta 60, 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışı, kuru olarak çalıştığımız gruba göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Bunun sebebi olarak silikon yağının ısı iletim

katsayısının, havanın ısı iletim katsayısından fazla olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Silikon yağı ile çalıştığımız grupta 30, 60, 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Belirtilen süreler sonundaki sıcaklık artışları arasında anlamlı bir farklılığın olmamasının sebebinin silikon yağının ısı iletiminin fazla olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Kuru olarak çalıştığımız grupta ise 30. sn'deki sıcaklık artışı 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışından anlamlı derecede azdır. Çalışmamızda ultrasonik uçlarla çalışma süresi arttıkça zamanla ısı artışının daha az olduğunu gözlemledik. Bunun sebebi olarak kullandığımız düzeneğin ısı tamponlama etkisinin zamanla artmasından kaynaklandığı kanaatindeyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1- Kök kanallarında ultrasonik uçlarla kırık alet çıkarılırken, 120 sn'ye kadar silikon yağı kullanılan ve kuru olarak çalışılan her iki grupta süre arttıkça kök yüzeyindeki sıcaklık da artmıştır.
- 2- Her iki gruptaki sıcaklık artışları hiçbir zaman 10 °C eşik değerini aşmamıştır.
- 3- Silikon yağı kullanılan ve kuru olarak çalıştığımız gruplar arasında ultrasonik uçların 30 sn kullanımını sonrası oluşan sıcaklık artışları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.
- 4- Silikon yağı kullanılan grupta 60, 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışı, kuru olarak çalıştığımız gruptaki sıcaklık artışlarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
- 5- Kuru olarak çalıştığımız grupta 30. sn'deki sıcaklık artışı 90 ve 120. sn'deki sıcaklık artışından anlamlı derecede azdır.
- 6- Silikon yağı kullanarak çalıştığımız grupta 30, 60, 90 ve 120. sn'lerdeki sıcaklık artışları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Deneylemimizi, hazırladığımız düzenekte eşit koşullarda çalıştığımız için silikon yağı kullanımı ve farklı sürelerde ultrasonik uçlarla çalışılmasının kök yüzeyindeki sıcaklık artışına etkisi hakkında çalışmamızın doğru sonuçlar verdiğini düşünmekteyiz. Ancak periodontal ligamente yansıyan sıcaklık artışını değerlendiren çalışmalardaki hiçbir düzenek, periodontal ligamentteki mikrosiruklasyon kan akımını birebir taklit edememektedir. Bu sebeple daha güvenli sonuçlar elde edebilmek için canlı dokuları daha iyi taklit eden deney düzenekleriyle yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics* 2005;10:30-76.
2. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2002;28:540-542.
3. Nagai O, Tani N, Kayaba Y, Kodama S, Osada T. Ultrasonic removal of broken instruments in root canals. *International Endodontic Journal* 1986;19:298-304.
4. Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *Journal of Endodontics* 2004;30:827-845.
5. Wu D, Shi W, Wu J, Wu Y, Liu W, Zhu Q. The clinical treatment of complicated root canal therapy with the aid of a dental operating microscope. *International dental journal* 2011;61:261-266.
6. Kincses D, Jordáki D, Szebeni D, Kunsági-Máté S, Szalma J, Lempel E. Effect of Ceramic and Dentin Thicknesses and Type of Resin-Based Luting Agents on Intrapulpal Temperature Changes during Luting of Ceramic Inlays. *International Journal of Molecular Sciences* 2023;24:5466.
7. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry* 1983;50:101-107.
8. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1984;55:629-631.
9. Grossman L. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc* 1976; 93:78-87.
10. Himel VT, McSpadden, J.T., Goodis,H.E. Instrument, materials and devices. In: K K, ed. *Pathways of the pulp*: Mosby: Elsevier, 2006:238-289.
11. Bakland LK, et al. *Ingles Endodontics*; 2008: 2-3.

12. Ingle J, Levine, M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: *Transactions Second International conference of Endodontics*, 1958:123.
13. Kuzekanani M. Nickel–Titanium rotary instruments: Development of the single-file systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 2018;8:386.
14. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics* 2013;29:3-17.
15. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *The journal of the American dental association* 1971;82:1373-1375.
16. Berman LH, & Hargreaves, K. M. *Cohen's Pathways of the Pulp*: Elsevier Health Sciences; 2020: 245-251.
17. Seto BG, Nicholls JJ, Harrington GW. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *Journal of endodontics* 1990;16:355-360.
18. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental traumatology* 1997;13:51-64.
19. Auricchio F, Taylor RL, Lubliner J. Shape-memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer methods in applied mechanics and engineering* 1997;146:281-312.
20. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics* 1988;14:346-351.
21. Taşdemir T, Aydemir H. Kök kanal preparasyonunda kullanılan kanal aletlerinin gelişim süreci. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;23:47-53.
22. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of endodontics* 1995;21:173-176.

23. Carvalho LAP, Bonetti I, Borges MAG. A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 1999;25:807-810.
24. Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel–titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 2001;34:452-457.
25. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal* 2000;33:297-310.
26. Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. *International Endodontic Journal* 2022;55:637-655.
27. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1997;23:77-85.
28. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal* 1999;32:115-119.
29. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of endodontics* 2015;41:67-71.
30. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2013;39:163-172.
31. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics* 2014;40:1190-1193.
32. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal* 2008;41:339-344.
33. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *Journal of conservative dentistry: JCD* 2014;17:401.

34. Ha J-H, Park S-S. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restorative dentistry & endodontics* 2012;37:215-219.
35. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, et al. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *Journal of Endodontics* 2012;38:389-393.
36. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2018;44:630-634.
37. Jameson EC. *Electrical discharge machining*: Society of Manufacturing Engineers; 2001.
38. Otsuka K, Wayman CM. *Shape memory materials*: Cambridge university press; 1999.
39. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science* 2005;50:511-678.
40. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research* 2018;32:e67.
41. Otsuka K. Wayman Shape Memory Materials. In: Cambridge University Press, 1998.
42. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2012;38:1535-1540.
43. Logsdon J, Dunlap C, Arias A, Scott R, Peters OA. Current trends in use and reuse of nickel-titanium engine-driven instruments: a survey of endodontists in the United States. *Journal of Endodontics* 2020;46:391-396.

44. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal* 2009;42:621-626.
45. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal* 2011;44:253-258.
46. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of endodontics* 2012;38:667-669.
47. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008;105:798-800.
48. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel–titanium instruments. *Journal of endodontics* 2008;34:198-200.
49. Berutti E, Alovise M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *Journal of Endodontics* 2014;40:2015-2018.
50. Vasconcelos R, Arias A, Peters OA. Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. *International endodontic journal* 2018;51:577-583.
51. Gambarini G, Giansiracusa Rubini A, Sannino G, et al. Cutting efficiency of nickel–titanium rotary and reciprocating instruments after prolonged use. *Odontology* 2016;104:77-81.
52. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics* 2012;38:105-107.
53. Cheung G, Darvell B. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *International Endodontic Journal* 2007;40:626-632.

54. Pedullà E, Leanza G, La Rosa G, et al. Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel–titanium rotary or reciprocating glide path instruments. *International Endodontic Journal* 2020;53:376-384.
55. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* 2000;26:156-160.
56. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics* 1985;11:203-211.
57. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *Journal of endodontics* 2015;41:1778-1783.
58. Caviedes-Bucheli J, Castellanos F, Vasquez N, Ulate E, Munoz H. The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal* 2016;49:255-270.
59. Pereira E, Peixoto I, Viana A, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International endodontic journal* 2012;45:469-474.
60. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics* 2012;38:684-687.
61. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *Journal of endodontics* 2013;39:501-504.
62. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics* 2017;43:462-466.

63. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of endodontics* 2017;43:623-627.
64. Arslan H, Alsancak M, Doğanay E, Karataş E, Davut Çapar İ, Ertas H. Cyclic fatigue analysis of Reciproc R 25® instruments with different kinematics. *Australian Endodontic Journal* 2016;42:22-24.
65. Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K, Uslu G. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 2017;11:241.
66. Cavalli D, Toia CC, Orozco EIF, et al. Effectiveness in the removal of endotoxins and microbiological profile in primary endodontic infections using 3 different instrumentation systems: a randomized clinical study. *Journal of endodontics* 2017;43:1237-1245.
67. Karataş E, Arslan H, Kırıcı D, Alsancak M, Çapar I. Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *International endodontic journal* 2016;49:382-385.
68. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International endodontic journal* 2015;48:162-170.
69. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics* 2016;42:156-159.
70. Çapar I, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International endodontic journal* 2016;49:119-135.

71. Peters OA, Arias A, Paqué F. A micro-computed tomographic assessment of root canal preparation with a novel instrument, TRUShape, in mesial roots of mandibular molars. *Journal of endodontics* 2015;41:1545-1550.
72. Zuolo M, Zaia A, Belladonna F, et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal* 2018;51:564-571.
73. Bortoluzzi EA, Carlon Jr D, Meghil MM, et al. Efficacy of 3D conforming nickel titanium rotary instruments in eliminating canal wall bacteria from oval-shaped root canals. *Journal of dentistry* 2015;43:597-604.
74. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *Journal of endodontics* 2010;36:1068-1072.
75. Simon S, Machtou P, Tomson P, Adams N, Lumley P. Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dental update* 2008;35:172-179.
76. Zuolo M, Kherlakian D, Mello Jr J, Carvalho M, Fagundes M. Reintervenção em endodontia. *São Paulo: Santos* 2009.
77. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *Journal of Endodontics* 2003;29:756-763.
78. Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of endodontics* 2005;31:450-452.
79. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. *Journal of endodontics* 2013;39:569-581.
80. Ford HP, Ford TP, Rhodes J. *Endodontics: problem-solving in clinical practice*: CRC Press; 2002.
81. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *Journal of Endodontics* 2008;34:1089-1092.

82. Gluskin AH, Ruddle CJ, Zinman EJ. Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonic devices: precautions and practical preventive strategies. *The Journal of the American Dental Association* 2005;136:1286-1293.
83. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files. *Journal of Endodontics* 2009;35:896-899.
84. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files. *Journal of Endodontics* 2009;35:125-128.
85. Torabinejad M, Johnson JD. 19 Procedural accidents. *Endodontics-E-Book: Principles and Practice* 2014:338.
86. Molyvdas I, Lambrianidis T, Zervas P, Veis A. Clinical study on the prognosis of endodontic treatment of teeth with broken endodontic instruments. *Stoma* 1992;20:199-247.
87. Pettiette M, Conner D, Trope M. Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod* 2002;28:259.
88. Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *Journal of Endodontics* 2008;34:675-678.
89. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics* 2006;32:1048-1052.
90. Shen Y, Coil JM, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *Journal of endodontics* 2009;35:193-196.

91. Karataş E, Arslan H, Büker M, Seçkin F, Çapar I. Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel–titanium instruments. *International endodontic journal* 2016;49:361-364.
92. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2017;43:1192-1196.
93. LOPES H, SIQUEIRA J. JF; ELIAS, CN Mecanismos de fratura dos instrumentos endodônticos. *LOPES, HP; SIQUEIRA Jr, JF Endodontia Biologia e Técnica Editora: Guanabara Koogan* 2004:481-508.
94. Shen Y, Winestock E, Cheung GS-p, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. *Journal of Endodontics* 2009;35:197-201.
95. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics* 2008;34:1003-1005.
96. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of endodontics* 2007;33:1469-1472.
97. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International endodontic journal* 2003;36:93-99.
98. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile1 instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal* 1999;32:108-114.
99. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1999;25:434-440.

100. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics* 2002;28:448-451.
101. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics* 2006;32:1031-1043.
102. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics* 2000;26:161-165.
103. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2009;35:401-403.
104. Park S-Y, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park J-K, Kim H-C. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010;36:1200-1204.
105. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics* 2009;35:404-407.
106. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of endodontics* 2005;31:40-43.
107. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics* 2012;38:398-401.
108. Saber SE-DM. Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *Endodontic Practice Today* 2008;2.
109. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental traumatology: Review article* 2000;16:95-100.
110. Shen Y, Cheung GS. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endodontic topics* 2013;29:18-41.

111. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, et al. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of endodontics* 2006;32:1139-1141.
112. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2007;33:1212-1216.
113. Chianello G, Specian VL, Hardt LCF, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Brazilian dental journal* 2008;19:109-113.
114. Al-Fouzan K. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *International endodontic journal* 2003;36:864-867.
115. Schäfer E, Bürklein S, Donnermeyer D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. *International Endodontic Journal* 2022;55:72-94.
116. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International endodontic journal* 2010;43:125-134.
117. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics* 2014;40:1830-1834.
118. Czichos H, Habig K-H. *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*: Springer-Verlag; 2010.
119. Qian L, Xiao X, Sun Q, Yu T. Anomalous relationship between hardness and wear properties of a superelastic nickel–titanium alloy. *Applied Physics Letters* 2004;84:1076-1078.
120. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for

- orthodontic appliances. *Journal of biomedical materials research* 1993;27:399-402.
121. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2002;28:716-720.
122. Ebihara A, Yahata Y, Miyara K, Nakano K, Hayashi Y, Suda H. Heat treatment of nickel–titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *International Endodontic Journal* 2011;44:843-849.
123. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010;36:1205-1209.
124. Alfouzan K, Jamleh A. Fracture of nickel titanium rotary instrument during root canal treatment and re-treatment: a 5-year retrospective study. *International endodontic journal* 2018;51:157-163.
125. Green D. Morphology of the pulp cavity of the permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1955;8:743-759.
126. Serene TP. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in endodontics* 1995:1-5.
127. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 2004;30:722-725.
128. Živković S, Popović-Bajić M, Jovanović-Medojević M, Nešković J. How to prevent fracture of NiTi files. *Stomatoloski glasnik Srbije* 2021;68:86-93.
129. Whipple SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue resistance of two variable-taper rotary file systems: ProTaper universal and V-Taper. *Journal of endodontics* 2009;35:555-558.
130. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics* 2010;36:147-152.

131. Kim T, Cheung G, Lee J, Kim B, Hur B, Kim H. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *International Endodontic Journal* 2009;42:14-21.
132. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of endodontics* 2005;31:468-470.
133. Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of endodontics* 2006;32:61-65.
134. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2005;31:183-186.
135. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of endodontics* 1997;23:217-220.
136. Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of endodontics* 2005;31:120-123.
137. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal* 2000;33:204-207.
138. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics* 2006;32:55-57.
139. Zehnder M. Root canal irrigants. *Journal of endodontics* 2006;32:389-398.
140. Boessler C, Peters OA, Zehnder M. Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of endodontics* 2007;33:280-283.
141. Bonaccorso A, Tripi TR, Cantatore G, Condorelli GG. Surface properties of nickel-titanium rotary instruments. *Endodontic Practice Today* 2007;1.
142. Janik JM. Access cavity preparation. *Dental Clinics of North America* 1984;28:809-818.

143. Yared G, Kulkarni G. Failure of ProFile Ni–Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International Endodontic Journal* 2002;35.
144. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *The Journal of the American dental association* 2007;138:196-201.
145. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *Journal of Endodontics* 1984;10:491-498.
146. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2004;30:228-230.
147. Yared G, Dagher FB, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2003;96:229-233.
148. Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2002;93:92-96.
149. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *Journal of endodontics* 2001;27:93-95.
150. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *Journal of Endodontics* 1999;25:752-754.
151. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics* 2000;26:68-71.
152. Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal* 2004;37:19-28.
153. Ruddle CJ. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp* 2010:231-292.

154. Terauchi Y, O'Leary L, Kikuchi I, et al. Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *Journal of endodontics* 2007;33:585-588.
155. Madarati A, Watts D, Qualtrough A. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intra-canal fracture of endodontic instruments. Part 2. *International endodontic journal* 2008;41:1079-1087.
156. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of endodontics* 2007;33:81-95.
157. Ruddle C. Microendodontics. Eliminating intracanal obstructions. *Oral Health* 1997;87:19-24.
158. Cujé J, Bargholz C, Huelsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *International endodontic journal* 2010;43:545-554.
159. Nehme W. A new approach for the retrieval of broken instruments. *Journal of endodontics* 1999;25:633-635.
160. Fu M, Zhang Z, Hou B. Removal of broken files from root canals by using ultrasonic techniques combined with dental microscope: a retrospective analysis of treatment outcome. *Journal of endodontics* 2011;37:619-622.
161. Okiji T. Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. *Journal of Endodontics* 2003;29:466-467.
162. Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N. Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2004;97:513-517.
163. Kim S. Modern endodontic practice: instruments and techniques. *Dental Clinics* 2004;48:1-9.

164. Nevares G, Cunha RS, Zuolo ML, da Silveira Bueno CE. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *Journal of endodontics* 2012;38:442-444.
165. RUBINSTEIN R. Magnification and illumination in apical surgery. *Endodontic Topics* 2005;11:56-77.
166. Aziz T, Fan H, Khan FU, Haroon M, Cheng L. Modified silicone oil types, mechanical properties and applications. *Polymer Bulletin* 2019;76:2129-2145.
167. Terauchi Y, Ali WT, Abielhassan MM. Present status and future directions: removal of fractured instruments. *International Endodontic Journal* 2022;55:685-709.
168. CATTONI M. Common failures in endodontics and their correction. *Dental Clinics of North America* 1963;7:383-399.
169. Hülsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology* 1993;9:223-237.
170. Feldman G, Solomon C, Notaro P, Moskowitz E. Retrieving broken endodontic instruments. *The Journal of the American Dental Association* 1974;88:588-591.
171. Roig-Greene JL. The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *Journal of Endodontics* 1983;9:394-397.
172. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *International Endodontic Journal* 2005;38:112-123.
173. Rahimi M, Parashos P. A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *International endodontic journal* 2009;42:264-270.
174. Özkoçak İ, Taşkan M, Göktürk H, Aytaç F, Karaarslan E. Temperature increases on the external root surface during endodontic treatment using single file systems. *Nigerian journal of clinical practice* 2015;18:678-680.

175. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *International journal of oral surgery* 1982;11:115-121.
176. Sauk J, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman M. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *Journal of Oral Pathology & Medicine* 1988;17:496-498.
177. Pintér L, Krajczár K, Óry F, Szalma J, Lempel E. Effect of Intermediate Irrigation on Temperature Rise during Broken NiTi File Removal Using Ultrasonic Device. *Applied Sciences* 2023;13:9761.
178. Gulabivala K, Ng YL. Factors that affect the outcomes of root canal treatment and retreatment—A reframing of the principles. *International Endodontic Journal* 2023;56:82-115.
179. Faus-Matoses V, Burgos Ibáñez E, Faus-Llácer V, Ruiz-Sánchez C, Zubizarreta-Macho Á, Faus-Matoses I. Comparative Analysis of Ease of Removal of Fractured NiTi Endodontic Rotary Files from the Root Canal System—An In Vitro Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2022;19:718.
180. Vouzara T, Lyroudia K. Separated instrument in endodontics: Frequency, treatment and prognosis. *Balkan Journal of Dental Medicine* 2018;22:123-132.
181. Hashem AAR. Ultrasonic vibration: temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *Journal of endodontics* 2007;33:1070-1073.
182. Szalma J, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Jeges S, Olasz L. Intracanal temperature changes during bone preparations close to and penetrating the inferior alveolar canal: Drills versus piezosurgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2017;45:1622-1631.
183. Madarati A. Temperature rise on the surface of NiTi and stainless steel fractured instruments during ultrasonic removal. *International Endodontic Journal* 2015;48:872-877.

184. Jadhav SB, Pandit V, Gaikwad A, Sharma A. Evaluation Of Temperature Rise On External Surface Of Root During Ultrasonic Retrieval Of Fractured Niti File From The Canal. 2018.
185. Lambrianidis T. Therapeutic Options for the Management of Fractured Instruments. In: Lambrianidis T, ed. *Management of Fractured Endodontic Instruments: A Clinical Guide*. Cham: Springer International Publishing, 2018:75-195.
186. Thirumalai AK, Sekar M, Mylswamy S. Retrieval of a separated instrument using Masserann technique. *Journal of conservative dentistry: JCD* 2008;11:42.
187. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International endodontic journal* 2002;35:7-12.
188. Terauchi Y, O'Leary L, Suda H. Removal of separated files from root canals with a new file-removal system. *Journal of Endodontics* 2006;32:789-797.
189. Gencoglu N, Helvacioglu D. Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *European journal of dentistry* 2009;3:90-95.
190. Isom TL, Marshall JG, Baumgartner JC. Evaluation of root thickness in curved canals after flaring. *Journal of endodontics* 1995;21:368-371.
191. Gettleman BH, Spriggs KA, ElDeeb ME, Messer HH. Removal of canal obstructions with the Endo Extractor. *Journal of Endodontics* 1991;17:608-611.
192. Terauchi Y, Sexton C, Bakland LK, Bogen G. Factors affecting the removal time of separated instruments. *Journal of endodontics* 2021;47:1245-1252.
193. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology* 1999;15:252-258.

194. Keles A, Keskin C, Alqawasmi R, Versiani M. Evaluation of dentine thickness of middle mesial canals of mandibular molars prepared with rotary instruments: a micro-CT study. *International Endodontic Journal* 2020;53:519-528.
195. Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer PD. Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. *Journal of endodontics* 2005;31:301-303.
196. Buoncristiani J, Seto BG, Caputo AA. Evaluation of ultrasonic and sonic instruments for intraradicular post removal. *Journal of endodontics* 1994;20:486-489.
197. Nicoll BK, Peters RJ. Heat generation during ultrasonic instrumentation of dentin as affected by different irrigation methods. *Journal of periodontology* 1998;69:884-888.
198. Huttula AS, Tordik PA, Imamura G, Eichmiller FC, McClanahan SB. The effect of ultrasonic post instrumentation on root surface temperature. *Journal of Endodontics* 2006;32:1085-1087.
199. Zeltner M, Peters OA, Paqué F. Temperature changes during ultrasonic irrigation with different inserts and modes of activation. *Journal of Endodontics* 2009;35:573-577.
200. Romero AD, Green DB, Wucherpfennig AL. Heat transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model. *Journal of endodontics* 2000;26:85-87.
201. Chauhan A, Nilker V, Mandke LP. Effect of temperature rise on periodontal tissue during endodontic treatment: an in vitro study. *Indian Journal of Oral Health and Research* 2015;1:66.
202. Budd J, Gekelman D, White J. Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal. *International endodontic journal* 2005;38:705-711.

203. Sunay EK, Selver R. Silikon yağı akışkanının farklı ortam sıcaklıklarında yüzey gerilimli konveksiyon akış hareketlerinin incelenmesi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi* 2023;11:755-767.
204. Paz E, Satovsky J, Moldauer I. Comparison of the cutting efficiency of two ultrasonic units utilizing two different tips at two different power settings. *Journal of endodontics* 2005;31:824-826.
205. Ahmad M, Ford TRP, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: acoustic streaming and its possible role. *Journal of endodontics* 1987;13:490-499.

EKLER

EK 1. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-289635
Konu : Başvurunuz Hk.

Sayın Doç. Dr. İhsan Furkan ERTUĞRUL

İlgi : 06/10/2022 tarihli dilekçeniz. 10.150.1.120

106832

22.11.2022

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Ultrasonik Cihaz Yardımıyla Kırık Eğe Çıkarılması Esnasında Kök Yüzeyindeki Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi**" konulu çalışmanız **15.11.2022 tarih ve 16 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Belge Doğrulama Kodu : BSM8YEMJMR Pin Kodu : 61303

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/pau-ebys>

Adres: Tıp Fakültesi Dekanlığı Kınıklı/Denizli
Telefon: 0 (025) 8 Faks: 0 (258) 296 17 65
e-Posta: tibbietik@pau.edu.tr Elektronik Ağ: <http://www.pau.edu.tr>
Kep Adresi: paurektorluk@hs01.kep.tr

Bilgi için: Selda ERKİŞİ
Unvanı: Bilgisayar İşletmeni

