

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

Tez Yöneticisi  
Dr. Öğr. Üyesi İrem ÇETİNKAYA

**FARKLI NİTİ DÖNER EĞE SİSTEMLERİNİN  
DİFERANSİYEL TARAMALI KALORİMETRE  
ANALİZİ İLE SICAKLIĞA BAĞLI DÖNGÜSEL  
YORULMA DİRENÇLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN  
İNCELENMESİ**

**(Uzmanlık Tezi)**

**AraÇ. Gör. Esra İrem YİĞİT**

Bu alıŐma 2020/139 nolu proje olarak Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma  
Projeleri tarafından desteklenmiŐtir.

EDİRNE-2021

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini ve tecrubesini benimle paylaŐan, sevgisini, samimiyetini ve desteğini her zaman hissettiren değerli danıŐman hocam Dr. Öğr. Üyesi. İrem ÇETİNKAYA'ya;

Tecrübelerini ve yardımlarını esirgemedен tüm samimiyetiyle destek olan, yanında çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Özgür ER'e;

Öneri ve yardımlarıyla ihtiyaç duyduğum her an desteğini gördüğüm, bilgisiyle yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Burhan Can ÇANAKÇI'ya;

Asistanlığım boyunca desteklerini ve sevgilerini esirgemeyen mezun olan ve olmayan canım bölüm arkadaşlarım Rezan SUNGUR GÜZEL, Sevda BİLİM, Cemre GÜZEL, Feyyaz ÇELİKER, Onur GÜNDOĞAN, Esra ARILI ÖZTÜRК ve diğer tüm asistan arkadaşlarım ile sağlık personeline;

Bilgisini ve yardımlarını benimle her zaman büyük samimiyetle paylaŐan canım arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Mediha BÜYÜKGÖZE DİNDAR'a;

Aynı mesleği paylaŐtığım ve paylaŐmadığım tüm yakın dostlarıma;

Her daim desteklerini ve güvenlerini bana hissettiren, büyük bir özveri ve sevgiyle beni yetiŐtiren canım ailem Zikriye-Attila YİĞİT'e;

Sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

ArŐ. Gör. Esra İrem YİĞİT

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
<b>Nİ-Tİ ALAŞIMLARI YAPISI VE METALURJİK ÖZELLİKLERİ</b> .....	<b>4</b>
<b>ÖSTENİTİK NİTİ ALAŞIMLAR</b> .....	<b>7</b>
<b>R FAZİ ALAŞIMLARI</b> .....	<b>8</b>
<b>MARTENSİTİK NİTİ ALAŞIMLAR</b> .....	<b>9</b>
<b>ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN EĞELER</b> .....	<b>12</b>
<b>NİTİ DÖNER EĞELERDE KIRILMAYA ETKİ EDEN FAKTÖRLER</b> .....	<b>14</b>
<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	<b>22</b>
<b>BULGULAR</b> .....	<b>31</b>
<b>TARTIŞMA</b> .....	<b>41</b>
<b>SONUÇLAR</b> .....	<b>51</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>52</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>53</b>
<b>KAYNAKÇA</b> .....	<b>55</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

**°C:** Santigrad Derece (Degree Celcius)

**KKTS:** kırılana kadarki tur sayısı

**Af:** Östenit Faz Bitiş Sıcaklığı

**As:** Östenit Faz Başlama Sıcaklığı

**CM:** Control- Memory

**ISO/ADA:** Uluslararası Standartlar Organizasyonu/ Amerikan Diş Hekimleri Birliği

**Mf:** Martensit Faz Bitiş Sıcaklığı

**Ms:** Martensit Faz Başlangıç Sıcaklığı

**Mm:** Milimetre

**NaOCl:** Sodyum Hipoklorit

**Nitinol:** Nikel- Titanyum Naval Ordinance Laboratory

**Ni-Ti:** Nikel –Titanyum

**N.cm:** Newton Santimetre

**dk:** Dakika

**SEM:** Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)

**%:** Yüzde

**>:** Büyüktür

**DSC:** Differential Scanning Calorimetry

**EDM:** Electrical Discharge Machining

**MR:** Martensitic Reorientation

**SE:** Süperelastik

**SIM:** Stress-Induced Martensitic

**XRD:** X-ray diffraction

**µm:** Mikron veya Mikrometre

**ark.:** Arkadaşları

**rpm:** Dönme hızı

## GİRİŞ VE AMAÇ

Kanal sisteminin hazırlanması, kanal tedavisindeki en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir (1). Enfekte kök dentin ile birlikte kök kanal sisteminden canlı ve nekrotik dokuların çıkarılmasını ve yeniden tedavi durumunda başarısız kök kanal dolgusunun kaldırılmasını içermekte, ayrıca kanal boşluğunu yıkama solüsyonu ve ilaçlarla dezenfeksiyonu kolaylaştıracak şekilde hazırlamayı amaçlamaktadır (2).

İlk olarak nikel-titanyum (NiTi) döner eğeler, geleneksel paslanmaz çelik eğelere göre artan esneklik ve bükülme özellikleri nedeniyle endodonti alanına tanıtılmıştır (3). NiTi alaşımlarının kristal hallerini değiştirme özelliği, onlara üstün esneklik sağlamaktadır. Süper esneklik, yüksek kırılma dayanıklılığı, mükemmel kesme verimliliği, şekillendirme yeteneği ve yorulma direnci NiTi endodontik eğelerin kendine özgü özellikleridir (4). NiTi döner eğeler, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla daha düşük kanal transportasyonu ve apikal ekstrüzyon ile kök kanalını daha kolay, daha hızlı ve daha öngörülebilir şekilde şekillendirdikleri için kök kanal tedavisinde giderek daha fazla kullanılmaktadır (5). Bu avantajlarının yanında beklenmedik kırılma riskleri bulunmaktadır. Kırık eğelerin tedavi prognozu üzerindeki olumsuz etkisi ve kırık eğenin kanaldan çıkarılmasındaki zorluk, eğelerin kırık mekanizmalarının anlaşılmasını zorunlu kılmaktadır. Eğeler iki farklı mekanizma ile kırılabilir: burulma kırılması ve döngüsel yorgunluk sebepli kırılma. Burulma nedeniyle meydana gelen kırılma eğenin ucunun kanalda sıkışmasına rağmen eğenin dönmeye devam etmesi ile meydana gelir. Döngüsel yorgunluk sebepli kırılma ise ege dönerken oluşturulan tekrarlanan sıkıştırma ve çekme gerilmeleri nedeniyle eğimli kanallarda daha sık görülmektedir (6). Eğri bir kök kanalının şekillendirilmesi sırasında maksimum bükülme noktasında meydana gelen ege yüzeyindeki maksimum gerilme stresi arttıkça döngüsel yorgunluk direnci azalmakta ve eğeler

daha hızlı kırılmaktadır (7). Çalışmalar, döngüsel yorgunluğun klinik olarak kullanılan endodontik döner eğelerin kırılmasının ana nedenlerinden biri olduğunu belirtmektedir (8).

Son zamanlarda, tescilli termal işlemlerin ortaya çıkmasıyla NiTi döner eğelerin gelişiminde yeni bir dönem başlamıştır. Üreticilerin yeni hedefi, endodontik eğelerin mekanik özelliklerini gaz atmosferlerinde veya tuz banyolarında ısıtma yoluyla iyileştirmektir. Bu yeni alaşımlarla ilk olarak üretilen M Wire (Sportswire LLC, Langley, OK, ABD) ve sonrasında üretilmeye devam eden R-fazı (SybronEndo, Orange, CA, ABD) ve kontrollü hafıza veya CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN, ABD) olarak adlandırılan eğelerin geliştirilmiş mekanik özellikleri kapsamlı bir şekilde rapor edilmektedir (9, 10). Daha yakın zamanlarda, ısıtma ve soğutma işlemlerinin cihazın yüzeyinde indüklediği oksidasyondan kaynaklanan mavi / altın renkli katman için adlandırılan Mavi ve Altın kaplama alaşımları (Dentsply Sirona, York, PA) daha martensitik özelliklere sahip olmakta ve bu sebeple daha iyi yorulma davranışı göstermektedir (10).

NiTi endodontik eğelerin toplam döngüsel ömrü iki aşamaya ayrılmaktadır. İlk aşama mikro çatlakların birleşerek çatlak başlangıcı oluşturmasıdır. İkinci aşama belirli kristalografik düzlemler veya tane sınırları boyunca büyümeye başlayıp, ardından son kırılmaya kadar çatlak yayılmasıdır (11). Döngüsel yorgunluk direnci genellikle kırılma oluşana kadar geçen süre veya kırılana kadarki tur sayısı (KKTS) ile ölçülmektedir (12).

NiTi eğelerin oda sıcaklığındaki döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır (13-15). Fakat bazı çalışmalar vücut sıcaklığının NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini büyük ölçüde etkilediğini, çünkü NiTi eğelerin vücut sıcaklığında farklı fazlarda bulunabildiğini göstermektedir (16, 17). Bu nedenle, kök kanalı içindeki sıcaklıklarda döngüsel yorgunluk direncini simüle etmek için testin vücut sıcaklığına yakın yapılması önemlidir (17). Isıtılmış sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonunun dezenfeksiyon için avantajlı olduğu gösterilmiştir (18, 19). Klinik olarak, bu ısıtma NiTi eğesinin esnekliğini azaltan östenit fazına geçmesine neden olmaktadır. Bu durum eğeyi ağırlıklı olarak martensit fazındaki bir NiTi eğesine kıyasla yorulma çatlak yayılmasına daha duyarlı hale getirmektedir (9). Soğutma, NiTi için daha fazla esneklik sağlamaktadır (20).

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda güncel olarak kullanılan, farklı ısıtma ve üretim teknolojileri ile üretilmiş üç döner eğe sisteminin DSC analiz değerleri tespit edilerek soğuk, sıcak ve vücut sıcaklığı ortamlarındaki kırılma zamanlarının yani döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırmalı değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

## GENEL BİLGİLER

1960 yılına kadar kök kanal eğeleri karbon çelikten üretilmekteydi. Daha sonra ise karbon çelik alaşımlara göre zararlı fiziksel değişimler olmadan sterilize edilebilen paslanmaz çelik alaşımları evrensel olarak kullanılmaya başlandı (21). Stenman (22) yaptığı çalışmada sterilizasyonun kök kanal eğelerinin kesme verimliliği ve kırılmaya karşı direnci üzerindeki etkisini incelemiş ve sterilizasyonun karbon çeliği eğelerde önemli korozyon hasarına yol açabileceğini, ancak paslanmaz çelik eğelerde anlamlı bir etki yaratmadığını belirtmiştir.

Ni-Ti alaşımı 1960'ların başlarında Amerika Birleşik Devletleri'nin Maryland kentinde Amerikan Deniz Kuvvetleri adına yürütülen bir uzay araştırma programı için manyetik olmayan, tuza dirençli ve su geçirmez alaşımlar üzerinde çalışan bir metalurji uzmanı olan W.F. Buehler tarafından geliştirilmiştir. Alaşımın yapısına katılan metallerin isimlerinden esinlenilerek yeni geliştirilen bu alaşıma "NİTİNOL" adı verilmiştir. Nitinol bu alaşımların jenerik ismi şeklindedir. "Ni" nikel, "Ti" titanyumu, "nol" ise donanma ordu donatım laboratuvarının baş harflerini (Naval Ordnance Laboratory) temsil etmektedir (23). Medikal ve endüstriyel kullanımlarının yanında diş hekimliğinde ilk defa Andreasen ve Hilleman (24) tarafından ortodontik tel olarak kullanılmıştır. 1988'de Walia ve ark.(25), paslanmaz çeliğin bir nikel-titanyum alaşımı ile değiştirilmesiyle endodontik eğelerde daha büyük bir değişiklik önermiştir. Nitinol ortodontik tel 15 numara ege haline getirilip kanal içinde el egesi olarak kullanılmıştır. Bu nikel-titanyum alaşımlı eğeler iki ila üç kat daha elastikti ve benzer şekilde üretilmiş paslanmaz çelik eğelere kıyasla kırılmaya karşı üstün bir dirence sahipti.

## Nİ-Tİ ALAŞIMLARI YAPISI VE METALURJİK ÖZELLİKLERİ

Endodontik eğelerde kullanılan NiTi alaşımı, ağırlıkça yaklaşık % 56 nikel ve % 44 titanyum iğerermekte ve bu da neredeyse bire bir atomik oranla sonuçlanmaktadır (26). Diğer metalik sistemler gibi bu alaşım da çeşitli kristalografik formlarda mevcut olabilir. Eşit atomlu NiTi alaşımları, karakter ve gıreceli oranlarına gıre metalin mekanik ızelliklerini belirleyen e mikro yapısal faz iğerermektedir. Bunlar ızstenit, martensit ve R fazlarıdır (27). Yüksek sıcaklıklarda veya düşük stres altında daha kararlı yapıda olan ızstenit veya ana faz olarak adlandırılan yapıdadırlar. Bu, gıvdesel merkezli "kübik kafes (B2)" yapısıdır ve atomlar yoğun ve düzenli dizilmişlerdir. Düşük sıcaklık veya yüksek stres altında ise düşük simetri gısteren karmaşık yapıya sahip "monoclinic (B19)" martensit veya yavru faz olarak adlandırılan yapıdadırlar (9). ızstenit formdaki alaşım gıreceli olarak zor bükülebilir ve daha sert yapıdayken, martensit formda Ni-Ti alaşım daha yumuşak ve daha kolay deforme olabilmekte fakat daha kolay şekil verilebilmektedir (28).

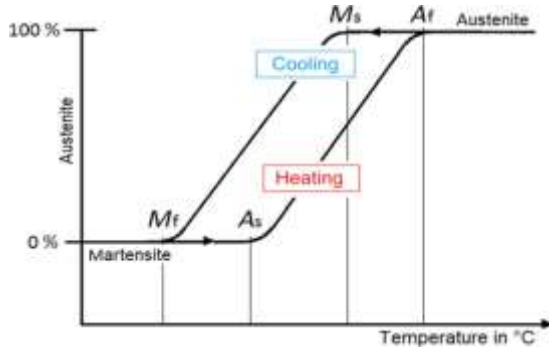
NiTi alaşımı, süper esneklik ve şekil hafızası gibi ızel ızzelliklere sahiptir. Süper elastik (SE) bir metal olduğu için, gerilme uygulanması paslanmaz çelikte gırlen olağan orantılı gerinime neden olmaz. NiTi'nin süper elastikliği, % 8'e kadar gerinim deformasyonlarının, paslanmaz elik ile maksimum % 1'den az olmasına kıyasla geri kazanılabilmesini sağlar. Bu alaşılmadık ızellik, stres kaynaklı martensit dönüşümünün sonucudur. Harici gerilimler, NiTi'nin ızstenitik kristal şeklini, deformasyon oluşturmadan gerinimi tolere edebilen martensitik kristal yapıya dnştrr. Benzersiz kristal yapısının bir sonucu olarak, bir NiTi eğesi süper elastikliğe sahiptir. Bu ızellik ona deforme olduktan sonra orijinal şekline dönme şansı verir. Kısaca esneklik ve dayanıklılığı nedeniyle NiTi alaşımlar eğimli kanallarda rutin olarak tercih edilen malzemelerdir (9).

NiTi alaşımı, ısıl işlemlerin ve yeni imalat prosedrlерinin devreye girmesiyle gelişmiştir ve gelişmeye devam etmektedir (9). Isıl işlem uygulanması, şekil hafızalı alaşımların dönüşüm ızelliklerini manipüle etmek için kullanılan en basit ve en ekonomik yöntemlerden biridir (29). Isıl işlem etkisi zamana, sıcaklığa (T°), işlem geçmişine ve önceki soğuk işleme prosedürü miktarına bağlıdır. Bu işlemler, nikel ve titanyum atomlarının kristal yapısının kübik (ızstenitik) fazdan, tetragonal bir moleküler düzenlemeye (martensitik faz) kaymaya sahip olduğu sıcaklığını, bir başka deyişe alaşımın geçiş sıcaklığını değiştirmeyi amaçlamaktadır (30). Oda sıcaklığında yüksek bir martensitik faz yüzdesi eğelerin esnekliğini artırır ve döngüsel yorulma direnci açısından performansları iyileştirir (31). Geleneksel NiTi alaşımı, eğelerin şekillendirme prosedürleri sırasında maruz kaldığı mekanik stres sayesinde 'stres

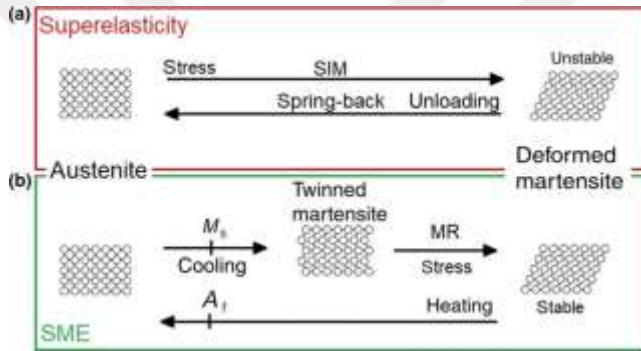
kaynaklı martensitik' faza geçer. Bunun nedeni kök kanal eğriliği ve bıçakların kök kanal dentini üzerindeki sürtünmesidir. Bu özellik, genellikle geleneksel NiTi alaşımının süper elastik davranışı olarak anılmaktadır (30). NiTi eğelerin istenen esneklik ve mekanik özelliklere sahip olması için termomekanik karakterini kalıcı olarak değiştiren farklı ısıl işlemler uygulanmaktadır. İstenen martensit faz geçişi metalin düşük sıcaklıklara maruz bırakılmasıyla geçici olarak elde edilmektedir. Metali, geçiş sıcaklığından daha düşük bir sıcaklığa soğutarak, martensitik fazın yüzdesi alaşımın kendisi için mümkün olan maksimum değere ulaşabilir (26). Bu modifikasyonlar, NiTi'deki tellerin ağız boşluğunda bulunan sıcaklık artışı sayesinde bir fazdan diğerine geçtiği ortodontik alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (32). Fakat endodonti alanında sıcaklık farklarının faz geçişlerine ve eğelerin kullanım ömürlerine etkisi üzerinde çalışmalar çok azdır.

Süperelastisite, östenit ve martensit arasında tersine çevrilebilir bir faz dönüşümü ile bağlantılı olarak oluşur. Bu nedenle, dönüşüm sıcaklıkları, NiTi'nin mekanik özellikleri ve davranışı üzerinde kritik bir etkiye sahiptir ve bu, imalat işlemi sırasında bileşimdeki ve ısıl işlemlerdeki küçük değişikliklerle değiştirilebilir (33). NiTi alaşımlarının bu farklı özelliğinin, endodontik eğelerin üretiminde devrim yarattığı belirtilmiştir(9).

Martensit NiTi ısıtıldığında, östenite dönüşmeye başlar. Bu fenomenin başladığı sıcaklığa östenit dönüşümü başlama sıcaklığı ( $A_s$ ) denir. Bu fenomenin tamamlandığı sıcaklığa östenit bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ) denir, bu da bu sıcaklıkta ve üzerinde malzemenin şekil hafızası özelliğini bırakıp SE özelliklerini göstereceği anlamına gelir. Östenit NiTi soğutulduğunda martensite dönüşmeye başlar. Bu fenomenin başladığı sıcaklığa martensit dönüşümü başlangıç sıcaklığı ( $M_s$ ) denir. Martensitin tekrar tamamen geri döndürüldüğü sıcaklığa martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı ( $M_f$ ) denir (34). NiTi alaşımının faz bileşimi ve dolayısıyla mekanik özellikleri, ortam sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa kadar soğutulup ısıtılmasına bağlıdır. Sıcaklık, östenit bitiş sıcaklığının ( $A_f$ ) üzerindeyse, alaşım östenitik durumdadır, yani serttir ve üstün süperelastik özelliklere sahiptir. Sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının ( $M_f$ ) altında ise NiTi alaşımı martensitik durumdadır, yani yumuşaktır, sünektir, kolayca deforme olabilir ve şekil hafızası etkisine sahiptir (35). İkiz faz yapısının birbirine dönüşebilmesi mümkündür. Martensit faz, östenit faza göre daha üstün bir döngüsel yorulma direncine sahiptir (36).



Şekil 1. NiTi alaşımının sıcaklık diyagramı. ( $M_s$ ) martensit başlangıç sıcaklığı, ( $M_f$ ) martensit bitiş sıcaklığı, ( $A_s$ ) östenit başlangıç sıcaklığı, ( $A_f$ ) östenit bitiş sıcaklığı. (12)



Şekil 2. (a) Östenit bitiş sıcaklığının ( $A_f$ ) üzerindeki ortam sıcaklığında süperelastisite (SE). (b) Şekil belleği etkisi (KOBİ). Martensit yeniden oryantasyonu (MR) için, stres kaynaklı martensit (SIM) dönüşümü için olduğundan daha az stres gereklidir. ( $M_s$  = martensit başlangıç sıcaklığı).(12)

Dönüşüm sıcaklıkları genellikle DSC (diferansiyel taramalı kalorimetri) analizi ile incelenir. Faz oluşumu ile ilgili olarak, DSC analizinin bulgularını doğrulamak için XRD (X-ışını kırınımı), metalografik inceleme ve SEM (taramalı elektron mikroskobu) gibi diğer tekniklere ihtiyaç vardır(35).

NiTi ham telleri, üreticiler tarafından soğuk işlenmiş durumda sağlanır. Soğuk işleme, NiTi alaşımında kristal kafes kusurlarının görülme sıklığını önemli ölçüde artırır. Bu işlem, martensit ikiz sınırlarının hareketliliği engellenmiş bir östenitik matris içinde artık martensit içeren bir mikro yapı ile sonuçlanır. Soğuk işlenmiş NiTi alaşımının 450–550 ° C civarında bir sıcaklık aralığında ısı işleme atomlarına kendilerini yeniden düzenlemeleri için yeterli termal enerjiyi vererek iç gerilimleri serbest bırakabilir ve kristal kafes kusurlarını azaltabilir. Sonuç

olarak, ısıtıl işlem görmüş NiTi alaşımı, ısıtıl işlem görmemiş NiTi alaşımına göre önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine ve dönüşüm sıcaklıklarına sahiptir (37). Isıtıl işlem prosedürüne ek olarak, NiTi alaşımının süperelastik özellikleri, mekanik stres altında termal döngü ile eğitilebilir (genellikle % 1-4 oranında kısıtlı uzama altında yaklaşık 0-10 ° C'de soğuk bir banyoda ve yaklaşık 100-180 ° C'de bir sıcak banyoda) (38), bu işlem de yükleme sırasında 'eğitilmiş' martensitin daha kolay oluşumunu sağlar (39). NiTi endodontik alaşımın mekanik özellikleri, dönüşüm sıcaklıkları ve faz bileşimleri, temel bileşimden ziyade bilinmeyen, özel termomekanik işlemle etkilenir (40).

## ÖSTENİTİK NİTİ ALAŞIMLAR

NiTi alaşımının süper elastisitesinden yararlanmak için NiTi endodontik enstrümanlar esas olarak östenit fazından oluşmalıdır (35). Östenit fazdaki eğe eğimli bir kanala yerleştirildiğinde oluşacak stresle martensite dönüştürülebilir. Bu etki, stres kaynaklı martensit (SIM) dönüşümü olarak adlandırılır (12). Östenitik kübik kristal kafesinin martensitik monoklinik kristal kafese dönüşümü, deformasyonun % 8'e kadar tamamen geri kazanılmasına izin verir (26). Stres kaynaklı oluşan bu martensit faz stabil değildir. Eğri kanaldan eğenin geri çıkarılması gibi yükün boşaltıldığı durumda eğe östenit faza geri döner ve orijinal şekline geri gelir (12). Paslanmaz çeliğe kıyasla NiTi alaşımı süper elastisiteye ek olarak, daha düşük bir elastik modüle sahiptir ve bu da NiTi endodontik eğerlerde gelişmiş bir esneklik sağlar (41).

Konvansiyonel (geleneksel) NiTi döner eğerlerin östenit bitiş sıcaklığı vücut sıcaklığının altındadır (42) ve bu nedenle bu eğerler süperelastik özelliklere sahiptir (26). Bu geleneksel eğerlerin bükülmek yerine öğütülmesi gerekir (26). Öğütme işlemi, NiTi eğerlerin yüzeyinde kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyona dirençle ilgili olumsuz etkilerin görülmesine neden olabilir (26, 43).

Elektro-parlatma, NiTi döner eğerlerinin imalatçıları tarafından, işlemeden sonra kalabilecek yüzey kusurlarını gidermek için kullanılan bir yüzey bitirme yöntemidir. Bir anot görevi gören eğenin, katot içeren bir elektrolitik çözeltiye daldırılmasını içeren kontrollü bir kimyasal işlemdir (43). Çözeltiden düşük bir akım geçtiğinde, pasif bir tabakanın oluşumu ile yüzeyin elektrolit içinde çözülmesi arasında bir denge sağlanır ve bu da çıkıntılı yüzey kusurlarının seçici olarak giderilmesine yol açmakta; bu nedenle, pürüzlü bir yüzeyin tesviye edilmesi ve düzleştirilmesi, dakikada yaklaşık 3,5 µm'lik bir hızda gerçekleşmektedir (44). Ayrıca bu işlem eğenin yüzey kompozisyonunu değiştirmektedir, oluşan yüzeyel oksit tabaka

sayesinde yüzeydeki kusurların daha az görülmesini sağlanırken eğenin yüzey enerjisi düşürülerek daha homojen bir yapı oluşmasına ve metalin korozyon direncinin artmasına yardımcı olmaktadır (45). Elektro-parlatma yapılmış eğeler çıplak gözle bakıldığında cilalanmamış olanlara göre daha parlak görünmektedir. Tüm eğelerin SEM görüntülerinde kesici kenarlardaki freze olukları, çatlaklar, oyuklar ve metal deformiteleri kolayca belirlenir (46, 47). Bu kusurlar, elektro-parlatma işlemine tabi tutulmamış eğelerde daha belirgin olmakta ve cilalanmış eğelerde daha az gözlemlenmektedir (43).

Gelişmiş döngüsel yorulma direncine sahip daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) 2007'de tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirdi. Yeni geliştirilen NiTi alaşımı M-Wire olarak adlandırıldı (48). M-Wire'in östenit bitiş sıcaklığının yaklaşık 43-50 ° C civarındadır (49-52) ve sonuç olarak bu sıcaklık geleneksel NiTi'nin  $A_f$  sıcaklığından ve vücut sıcaklığından daha yüksektir, bu da M-Wire'in klinik koşullar altında tamamen östenitten oluşmadığını göstermektedir. Buna göre, çeşitli metalürjik laboratuvar teknikleri (ör. DSC, XRD ve SEM) ile bulunan sonuçlara göre, M-Wire vücut sıcaklığında az miktarda martensit ve R fazı içeren östenit fazı içermektedir (49, 51). Bu nedenle, M-Wire süper elastik bir durumu korumaktadır (53).

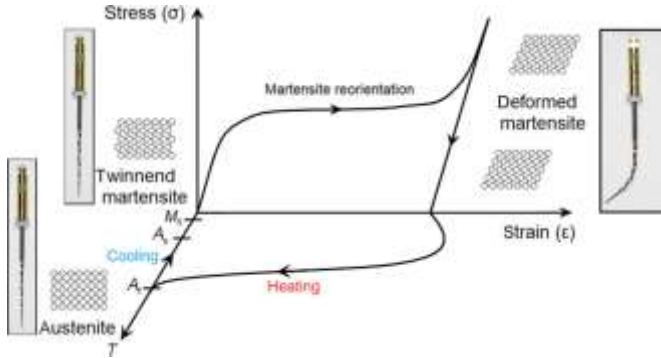
## **R FAZI ALAŞIMLARI**

2008 yılında, M Wire'in piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra, SybronEndo (Orange, CA, ABD), yeni bir üretim süreci ile Twisted File (TF) adında farklı bir döner eğe NiTi sistemi geliştirdi. TF'nin üretim prosedürü üç yeni yöntemi içermektedir. Bunlar; R fazında ısıl işlem, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey iyileştirme (54). Bükme işlemi, ham NiTi telini özel bir termal işlemle östenitik durumdan R-fazına dönüştürerek gerçekleştirilmektedir. R fazı, daha düşük bir kesme etkinliğine sahip olsa da dönüşüm gerinimi, martensit dönüşümünün onda birinden daha azdır (55). Eğenin son şeklini verecek plastik deformasyon için eğenin R fazına getirilmesi büküm sırasında daha az stres yaratmakta ve büküldükten sonra, TF, yeni şeklini korumak için ek termal prosedürlerle östenite geri dönüştürülmektedir (56).

Çalışmalardaki DSC analizi sonuçlarına göre, R-fazı eğelerinin östenit bitiş sıcaklığı 18-25 ° C civarındadır (50, 56, 57), bu da eğelerin ağız ortamında esas olarak süperelastik östenit içerdiğini göstermektedir (56).

## MARTENSİTİK NİTi ALAŞIMLAR

Martensitik NiTi alaşımı, östenite göre daha yumuşak ve daha sünektir. Ek olarak, kolayca deforme olabilmekte ve ısıtıldığında şekil hafızası özelliği göstermektedir (12). Martensit fazının yorulma-çatlak büyüme direnci, stabil östenitinkinden daha üstün bulunmuştur (58). Esas olarak martensit fazını içeren endodontik eğeler termal işlemler sayesinde daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahip olacak şekilde üretilmektedir. Östenit bitiş sıcaklığının üzerindeki sıcaklıkta NiTi endodontik eğeler östenitten oluşmakta, soğutma ile martensit başlangıç sıcaklığının altında ardışık bir östenitten martensite dönüşüm meydana gelmektedir (12). Bu kübik (B2)-monoklinik (B190) kafes dönüşümü sırasında meydana gelen stres, gelişmiş martensitin (ikiz martensit) eşleştirilmesiyle serbest bırakılmaktadır. İkiz martensit, stres altında plastik olarak deforme olabilir, bu da kafes yapısının bozulmasına yani deforme olmuş martensit oluşumuna yol açmaktadır. İkizden deforme olmuş martensite olan bu dönüşüme martensit yeniden oryantasyonu (MR) denir (12). SIM'e benzer şekilde MR, önemli gerilim artışı olmaksızın % 8'e kadar deformasyona olanak tanımaktadır (59). Deforme olmuş eğe otoklavda meydana gelen sıcaklık artışı gibi östenit bitiş sıcaklığının ötesinde ısıtılırsa, birincil östenitik duruma dönerek orijinal şeklini geri kazanacaktır. Bu nedenle, martensitik eğeler psödoplastiktir ve ısıtma üzerine şekil hafızası etkisi sergilemektedir (12).



**Şekil 3. Martensitik NiTi eğelerinin (örneğin Hyflex CM) şekil hafıza etkisini gösteren gerilim-gerinim sıcaklık diyagramı. Stres platosu, martensitin yeniden oryantasyonu (MR) nedeniyle oluşur. (12)**

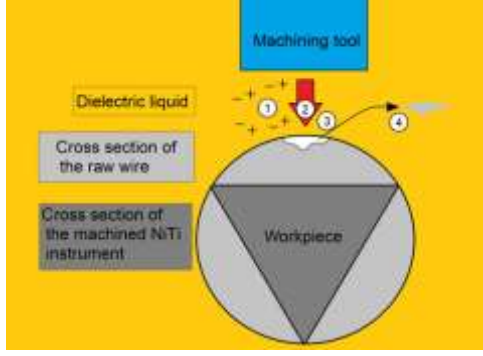
CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN), 2010 yılında piyasaya sürülen esnek özelliklere sahip yeni bir NiTi alaşımıdır. CM NiTi eğeleri, malzemenin özelliklerini değiştiren özel bir termomekanik işlem kullanılarak üretilmiştir, bu da eğeleri son derece esnek hale getirmekte ancak diğer NiTi eğelerinin şekil hafızası özelliğini barındırmamaktadır (60). Bu nedenle, östenitik NiTi eğelerinin aksine, CM tel eğeleri eğimli kök kanallarının hazırlanması

sırasında eski formuna dönmeye çalışmamakta ve düzleşme eğilimi göstermediği için kanalın şekline uyum sağlamaktadır. Üreticiye göre, bu kontrollü hafıza etkisinin, şekillendirme hatalarının görülme sıklığını azaltması beklenmektedir (12). HyFlex CM döner eğeler (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) NiTi CM-telinden üretilmektedir (60).

DSC analizi sonuçlarına göre, CM Wire eğelerinin östenit bitiş sıcaklığı kanal içi sıcaklığın üzerindedir (yaklaşık 47-55 ° C), hiç kullanılmamış Hyflex CM eğelerinin Af sıcaklıkları 32–37 ° C civarında, kullanılan Hyflex CM eğelerinin Af sıcaklıkları ise 54–61 ° C civarında bulunmaktadır (50, 61, 62). Bununla birlikte, Hyflex CM ve Typhoon CM'nin (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, ABD) XRD analizine göre, hem yeni hem de kullanılmış CM Wire eğeleri, oda sıcaklığında küçük miktarlarda R-fazı ile östenit ve martensit yapısının bir karışımını sunmaktadır (50, 61, 62).

### **Elektro-Deşarj İşleme (Hyflex EDM)**

Yakın zamanda piyasaya sürülen HyFlex EDM (Coltene / Whaledent, Altstätten, İsviçre) eğeleri, HyFlex CM ile aynı kontrollü hafıza telinden, ancak teli kısmen eriten ve yüksek frekans kıvılcım deşarjlarıyla buharlaştıran temassız bir termal erozyon işlemi olan elektro-deşarj işleme (EDM) yoluyla üretilmektedir (63). Bu işlemde bir dielektrik sıvının içine gömülü olan işleme takımı, uygulanan voltajın dielektrik sıvıyı iyonize edebilmesi için boşluk yeterince küçük olana kadar çalışan parçaya doğru hareket ettirilmekte (64), ortaya çıkan kıvılcım, iş parçasından dielektrik sıvıda yeniden katılaşan ve daha sonra yıkanan küçük parçacıkları buharlaştırmaktadır (64). EDM çalışan bu parçayla doğrudan temas gerektirmemekte, bu da geleneksel taşlama işleminde oluşan mekanik stres olasılığını ortadan kaldırmaktadır (65). EDM, medikal teknoloji ve mikro mühendislikte minyatürleştirilmiş bileşenler için yaygın bir imalat süreci olmasına ve cerrahi uygulamalarda NiTi alaşımları için hâlihazırda kullanılmasına rağmen (66) HyFlex EDM, bu prosedürle üretilen ilk endodontik eğelerdir (62).



**Şekil 4. Elektrik deşarj makinası. (1) Dielektrik sıvının iyonlaşması (2) Kıvılcım (3) Küçük bir parçacığın buharlaşması (4) Katılma. (12)**

### **Mavi ve Altın Kaplama Eğeler**

2012 yılında, Dentsply Sirona, NiTi CM alaşımları için yeni bir ısıl işlem süreci başlattı; bu sayede eğeler tekrarlı ısıl işleme tabi tutulmakta ve ardından soğutulmakta, bu da eğenin yüzeyinde titanyum oksit tabakası oluşturmaktadır. İşlemin sıcaklık farklılığına göre oluşan titanyum oksit tabaka kalınlığı değişmekte ve bu kalınlığa bağlı farklı yüzey renkleri ile sonuçlanmaktadır (67). NiTi mavi tel alaşımında titanyum oksit tabakasının kalınlığı 60-80 nm iken NiTi altın alaşımında bu kalınlık 100-140 nm'dir. Vortex Blue (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre), Recipro Blue (VDW, Münih, Almanya), ProTaper Gold (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre) ve WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre) sistemleri bu teknoloji kullanılarak üretilmektedir (68). Bu eğeler martensit yapılarından dolayı diğer eğelere kıyasla gelişmiş esneklik ve yorgunluk direnci göstermektedir (69).

### **MaxWire Eğeler**

Son zamanlarda FKG Dentaire, klinik uygulamada hem şekil belleği etkisini hem de süper elastisiteyi birleştiren ilk endodontik NiTi alaşımı olan Max-Wire (Martensit-Östenit-elektro-parlatma-fileX) adlı başka bir tescilli termomekanik işlem görmüş NiTi alaşımını piyasaya sürdü. Şu anda piyasada XP-endo Shaper (FKG Dentaire SA, İsviçre) ve XP-endo Finisher (FKG Dentaire SA, İsviçre) olmak üzere MaxWire'dan yapılmış iki ege bulunmaktadır. Bu eğeler, oda sıcaklığında M fazında (martensitik durum) nispeten düz iken, A fazına (östenitik durum) faz dönüşümü nedeniyle kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında kavisli bir şekle dönüşmektedirler (12).

## ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN EĞELER

### TruNatomy

TruNatomy (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre) NiTi döner eğe sistemi, beş farklı eğeden oluşmaktadır: # 20, .08 (kanal ağzı modifiye edici); # 17, .02 (kayma yolu); # 20, .04 ; # 26, .04 ; ve # 36, .03. Eğelerin bir paralelkenar kesiti ve değişken bir konikliğe sahip merkezi olmayan bir tasarımı vardır. Bu eğeler, üretici tarafından bildirilen yeni bir ısıl işlem prosedürü nedeniyle geleneksel ısıl işlem tekniği ile üretilen eğe sistemlerine göre dört kat daha fazla elastikiyet ve yorulma direnci sunmaktadır (70).

Eğelerin üretimi, diğer geleneksel döner eğelerin 1,1 mm çapına kıyasla 0,8 mm çapında daha küçük bir ilk tel ile başlamaktadır. Öğütme sonrası termal işlemler, daha fazla esneklik sağlamak için daha da rafine edilmiş olup, bu esneklik seviyesi, yiv tasarımının doğal esnekliğini ve daha küçük maksimum kanal çaplarını tamamlamak için seçilmiştir. TruNatomy, süper elastik NiTi metal özelliklerine sahip olan eğe, üretim sonrası termal işlemler kullanılarak oluşturulmaktadır. Yeni telin süper elastik özelliklerinden dolayı eğeler, eğimli bir kök kanalından çıkarıldığında hafif kavisli görünebilir çünkü metal, geleneksel NiTi veya M-Wire'a kıyasla daha az hafıza özelliği göstermektedir. Eğe kök kanalına yerleştirildiğinde, kanalın doğal şeklini takip etmektedir. Eğelerin bu azaltılmış hafızasının bir başka avantajı, apikale düz erişiminin zor olduğu durumlarda, kanal ağzına kolay yerleştirmeye izin vermek için eğeleri hafifçe önceden eğmenin mümkün olmasıdır. Sistemdeki tüm eğeler, düz erişimi ve eğelerin kök kanal sistemlerine yerleştirilmesini daha da iyileştirmek için 9,5 mm'lik kısaltılmış bir sapa sahiptir. TruNatomy Glider ve TruNatomy şekillendirme eğeleri söz konusu olduğunda, en büyük koniklik, şekillendirme eğelerinin apikal kısmındadır. Eğeler, en sık kullanılan eğelerle yaklaşık olarak aynı apikal boyutlandırmayı sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Bununla birlikte, eğeler koronale ilerledikçe, 0,8 mm maksimum yivli çapa sahip olacak şekilde azalan konikliğe sahiptirler. TruNatomy sistemi, bir Orifice Modifier, bir Glider ve farklı klinik uygulamalar için üç şekillendirme eğesinden oluşmaktadır. Seçilen motordan bağımsız olarak, tüm TruNatomy eğeleri, 1,5 Newton santimetrelik bir tork ayarıyla 500 rpm'de sürekli dönüşte çalışacak şekilde tasarlanmıştır (71).



**Şekil 5. TruNatomy eğesi**

### **VDW.ROTATE**

VDW.ROTATE (VDW, Münih, Almanya), dar (# 15, .04 ; # 20, .05 ; ve # 25, .04 ) veya geniş (# 15, .04; # 20, .05 ; ve # 25, .06) kök kanalları hazırlanmasında kullanılmak üzere üç eğeden oluşmaktadır. Eğeler S şekilli bir enine kesite, merkez dışı tasarıma ve sabit konikliğe sahiptir. Eğeler, üretici tarafından geliştirilen özel bir ısıl işleme tabi tutularak üretilmiştir. 300-400 rpm'de ve 2.3 Newton santimetrelik tork ayarında rotasyon hareketiyle çalışması önerilmektedir (70).



**Şekil 6. VDW.ROTATE eğeleri**

### **HyFlex EDM**

HyFlex EDM (HEDM) (Coltene / Whaledent, Altstätten, İsviçre) ısıl işlem görmüş NiTi eğe sistemi, ilk olarak 2011 yılında üretilen HyFlex CM sisteminin yeni bir versiyonudur. HEDM NiTi alaşımının mikro yapısını optimize eden bir kontrollü hafıza (CM) teli içermekte; ancak HyFlex CM'den farklı olarak, elektrik deşarjlı işleme teknolojisi de kullanılmaktadır. HEDM OneFile (25 / ~), değişken bir koniklik ile apikal kısımda 25'lik bir uç boyutuna ve 0.08'lik bir konikliğe sahipken koronal bölgede kademeli olarak 0.04'e kadar düşmektedir (72). HEDM eğenin ucunda kuadratik bir enine kesite, ortasında yamuk bir enine kesite ve üstte neredeyse üçgen bir kesite sahiptir (73). 400 rpm'de and 2.5 Newton santimetrelik tork ayarında rotasyon hareketiyle çalışması önerilmektedir (73).



**Şekil 7. HyFlex EDM eğesi**

Döner eğe sistemlerindeki gelişmelere rağmen, eğelerin beklenmeyen kırılmaları günümüzde karşılaşılan önemli komplikasyonlardan biri olarak görülmektedir (74). Kanal içinde kalan kırık parça, kök kanal sistemini bloke ederek, başarılı bir kanal şekillendirme, temizleme ve doldurmayı engellemekte (75) ve sonuç olarak, tedavinin başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (76). Bu sebeplerle kırık mekanizması ve kırığa sebep olan faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

## **NİTİ DÖNER EĞELERDE KIRILMAYA ETKİ EDEN FAKTÖRLER**

Kök kanal eğelerinin başarısızlığına birçok faktör dahil edilmiş olup birçok çalışma bunların bireysel katkılarına açıklamaya çalışmaktadır. İlgili faktörlerin tanımlanmasını ve analizini kolaylaştırmak için, bu faktörler şu şekilde gruplandırılmaktadır (77):

- Operatörle ilgili faktörler
- Anatomiyle ilgili faktörler
- Eğe ile ilgili faktörler
- Teknik/Kullanımla ilgili faktörler

### **Operatörle İlgili Faktörler**

Diğer birçok dental prosedür gibi, kök kanal tedavisi de yeterli eğitim ve el becerisi gerektiren bir dizi hassas ve titiz manipülasyon içermektedir; kök kanallarının hazırlanması belki de teknik olarak en zorlu aşamalardan biridir, bu nedenle operatörün becerisine ve yeterliliğine ilişkin faktörlerin, eğe kırılmasına katkıda bulunan önemli bir faktör olması şaşırtıcı bulunmamaktadır (74). Uygulayıcıların, her biri kendi tasarımı ve mekanik özellikleri olan ve kendi kullanım kılavuzlarının eşlik ettiği, sürekli çeşitliliği artan eğeler arasından seçim yapmaları gerekmekte; bu süreç bazı karışıklıklar yaratabilmektedir. Seçim yapıldıktan sonra

klinisyenin eğelere, bunların özel kullanım tarzına ve üreticinin tavsiyesine aşına olması gerekmektedir (77).

## **Anatomiyle İlişkili Faktörler**

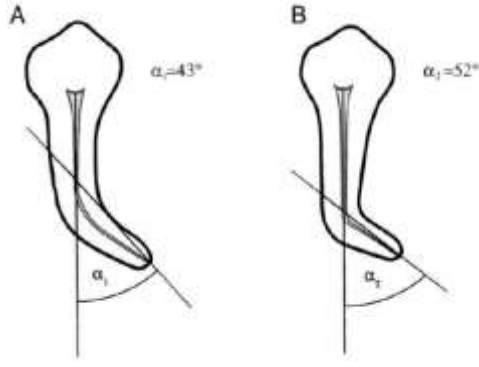
### **Giriş Kavitesi**

"Yeterli" bir giriş kavitesinin tanımı, yıllar boyunca birçok değişikliğe uğramıştır. Tamamlanmış bir giriş kavitesi tüm kök kanallarına engelsiz görsel erişime izin vermeli ve eğeleri kanala, doğrudan apekse veya ilk eğime yönlendirmek için bir yol gösterici görevi görmelidir (78). Kavite duvarlarının veya kök kanalının koronal üçte birlik kısmındaki çıkarılmamış dentin omuzlarına yanlış müdahaleler, eğimlerin sayısını ve şiddetini artırarak (iatrojenik S eğrisi) şekillendirme sırasında eğelere uygulanan stresi artırabilmekte; bu da eğelerin kırılmasına neden olabilmektedir. Tersine, kavitenin pulpa odasının sınırlarının ötesine genişletilmesi, eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilmekte ve uçların bükülmesine yol açabilmektedir (77).

### **Kök Kanal Anatomisi**

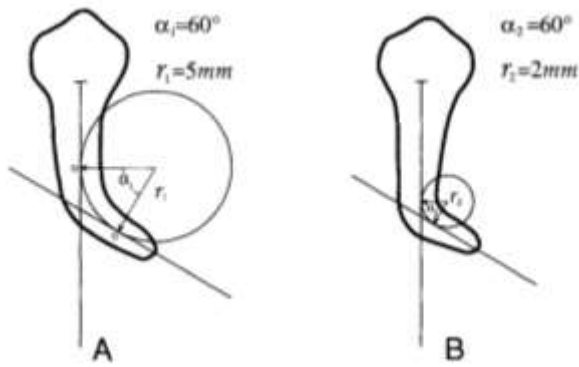
Eğelerin kırılma riski, karmaşık kök kanal anatomisi olan olgularda artmaktadır. Kırıklar küçük azı dişlerinden veya ön dişlerden daha sık molar dişlerde hatta özellikle meziyobukkal kanallarda görülmektedir (79-81). Bu bulgular, molar kök kanal sisteminin genel morfolojik karmaşıklığı ve birden fazla kanalın varlığı ile açıklanabilmektedir, ancak birincil neden büyük olasılıkla bu kök kanallarının eğri olmasıdır (77).

Kök kanallarının eğiminin değerlendirilmesinde kullanılan birden fazla teknik bulunmaktadır. Bunların içinde en yaygın olarak kullanılan Schneider tarafından belirlenen teknikte radyografik görüntüde kök kanalının koronal üçlüsünün uzun aksına paralel olarak bir doğru çizilir. Ardından ilk doğrunun, kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya apikal foramen den ikinci bir doğru çizilir. Bu çizilen iki doğru arasındaki dar açı kök kanalının kurvatür açısı olarak tanımlanmaktadır (82).



**Şekil 8. Kanal eğimini belirlemek için kurvatür açısının kullanıldığı Schneider yöntemi. Bu yöntemle ölçüldüğünde A-43° açıya sahip ve B-52° açıya sahip iken Pruett tarafından tarif edilen yöntem ile her iki açı da 60°'ye denk gelmektedir (83).**

Pruett ve arkadaşları ise kök kanal eğiminin derecesinin belirlenmesinde tek parametre kullanmanın yeterli olmadığını, kurvatür açısı dışında kurvatür yarıçapının da önemli bir faktör olduğunu bildirmiştir. Bu yöntemde ilk doğru kanalın koronal düz kısmının uzun aksı boyunca çizilir. İkinci doğru ise kanalın apikal düz kısmının uzun aksı boyunca çizilir. Koronal bölümden çizilen doğruya kanalın eğim göstermeye başladığı nokta, apikalden çizilen doğru üzerinde ise kanal eğriliğinin bittiği nokta bulunur. Kanalın eğimli kısmı bu iki noktaya teğet bir daire tarafından temsil edilmektedir. Kanalın kurvatür açısı bu iki nokta arasında bulunan yayın derecesidir. Dairenin yarıçapı ise kurvatür yarıçapıdır (83).



**Şekil 9. Kanal eğimini belirlemek için hem kurvatür açısı hem de kurvatür yarıçapının kullanıldığı Pruett yöntemi (83).**

Kanalların eğimini değerlendirirken kullanılan parametreler eğriliğin açısı ve yarıçapıdır. Bu iki faktör, NiTi motorlu döner eğelerin yorulma döngülerinin sayısını ve

dolayısıyla eğe kırılmasını etkileyen en önemli faktörlerdir. Tutarlı bir şekilde, eğrilik yarıçapında 5 mm'den 2 mm yarıçapa bir azalma, kırılmaya kadar geçen döngü sayısında önemli bir düşüşle sonuçlanmaktadır. Yarıçapın etkisinin açıklaması karmaşıktır, ancak eğe üzerindeki gerilimin eğriliğin yarıçapı ile ters orantılı olduğu söylenerek büyük ölçüde basitleştirilebilir. Bu nedenle, eğriliğin yarıçapı azaldıkça, eğenin maruz kaldığı gerilim stresleri artmakta ve yorgunluk direnci azalmaktadır. Eğe döndükçe, dış eğimli yüzeyin yakınında meydana gelen gerilim ve iç tarafın yakınında sıkışma ile tekrarlanan gerilim ve sıkıştırma döngülerine maruz kalmaktadır. Bu tekrarlanan döngüsel yükleme çatlak başlamasına ve sonunda kırılmaya neden olmaktadır (83).

### **Eğe ile İlişkili Faktörler**

Materyal, tasarım ve üretim süreci eğe kırılmasında önemli bir etkiye sahip olabilmektedir (84). NiTi alaşımının şekil hafızası sayesinde, bu tür eğelerin çoğu, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD-CAM) teknolojisi aracılığıyla karmaşık şekillerin oluşturulmasına izin veren bir işlem olan bükülmek yerine öğütülmektedir (26) ancak bu aynı zamanda frezeleme olukları, çatlaklar, oyuklar ve metal deformite bölgeleri gibi yüzey kusurlarına da neden olabilmektedir (85). Bu düzensizliklerin eğeleri kırılmaya daha yatkın hale getirebileceği düşünülmektedir, çünkü bunlar stres yoğunlaşma noktaları olarak hareket edebilir ve çatlakların başlamasını sağlayabilir; bu çatlakların yayılması daha az stres gerektirir ve sonunda kırığa yol açabilir (86). Öğütülmüş eğelerde yüzey modifikasyonları uygulamak yerine, ham NiTi alaşımının veya tamamlanmış eğelerin ek termomekanik işleme tabi tutulması daha etkili görünmüş ve eğelerin esnekliğini ve yorulma direncini arttırdığı görülmüştür (48, 87).

Bir eğenin kesit alanı da eğe kırığını etkileyebilmektedir (88). Bu alan, eğenin boyutu ve konikliği ve özel tasarımı dahil olmak üzere bir dizi başka parametre tarafından belirlenmektedir (74).

### **Teknik/Kullanımla İlgili Faktörler**

#### **Motor Çalışma Parametreleri**

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında endodontik motor tarafından oluşturulan tork, preoperatif kanal genişliğine, diş hekimi tarafından uygulanan apikal kuvvete, eğenin çapına,

kesit tasarımına, tekrarlanan kullanımına, üretim sürecine ve eğe ile kök kanal duvarları arasındaki temas alanına bağlıdır (89). Eğe kırılması, maksimum tork sınırının altında çalışan düşük torklu bir endodontik motorun kullanılmasıyla önlenabilir. Bu tür tork kontrollü motorlar, tork değerine ulaşıldığında eğenin dönüşünü durdurmak ve tersine çevirmek için tasarlanmıştır, bu sayede eğe kırılması önlenmektedir. Bununla birlikte, oto-reverse fonksiyonunun sık sık devreye girmesi eğe üzerinde torsiyonel kırılma riskini artırmaktadır (90).

Döner eğe sistemlerinin optimal hızı, üretici firmanın önerilerine göre eğeler arasında farklılık göstermektedir. Kök kanalında, çalışma boyutuna güvenli bir şekilde gidebilmek için optimum hızı kullanmak önemlidir. Bir eğenin kesitsel tasarımları, kor çapı, taper açısı, heliks açısı, alaşımı ve uç dizaynı gibi birçok faktör kök kanalları içerisinde ilerlemesini etkilemektedir. Bu yüzden, eğenin kullanılabilieceği optimal hızı belirlemek için tüm bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (88). Dönme hızının kırılma üzerindeki etkisi tartışılmaya devam etmektedir, bazı çalışmalar rotasyon hızının kırık insidansı üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirirken (83, 91), bazı çalışmalar ise bunun aksini bildirmektedir (92).

### **Kök Kanalı şekillendirme Tekniği**

Enstrümantasyon tekniğinin eğelerin kırılması üzerinde etkisi vardır (93). Örneğin, klinik olarak modifiye dengeli kuvvet hareketinde kullanılan el NiTi eğeleri, esas olarak burulma aşırı yüklenmesinden dolayı kırılırken, aynı tipteki döner eğeler çoğunlukla döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılıyor gibi görünmektedir (94). Sürtünmeyi azaltmak ve kırılma riskini en aza indirmek için döner NiTi eğelerinin büyük çoğunluğu için “crown down” yaklaşımı tavsiye edilmektedir (95). şu anda mevcut olan resiprokasyon yapan eğelerin çoğu, tek uzunlukta tek eğeli bir şekilde de kullanılmaktadır (96).

Minimum apikal basınç uygulanması ve eğelerin “gagalama” hareketi ile kullanılmasının da NiTi döner eğelerin kırılmasının önlenmesinde çok önemli birer faktör olduğu belirtilmektedir (97). “Gagalama” hareketi ile kullanılan eğede stres tek bir noktada birikmemekte, eğenin tüm uzunluğu boyunca yayılmaktadır (90).

## **Yeniden Kullanım ve Sterilizasyon/Dezenfeksiyon**

Kök kanal eğelerinin ve özellikle NiTi eğelerinin artan maliyeti nedeniyle, yeniden kullanılıp kullanılmayacakları sorusu her zaman önemlidir. Üreticiler, kırığı önlemenin tek öngörülebilir yolunun döner eğeleri düzenli olarak atmak olduğunu iddia etmekte; bazı durumlarda, sterilizasyondan sonra yeniden kullanımlarını önlemek ve tek kullanım politikasını uygulamak için NiTi ege şaftına özel özellikler yerleştirilmektedir. Bununla birlikte, bu tavsiye ve politikalar, ilgili ticari çıkarlardan bir ölçüde etkilenebilmektedir (77).

NiTi eğelerinin deformasyonları onları atmak için bir sinyal olarak kabul edilmelidir. Bununla birlikte, orijinal şekilleri daha karmaşık veya asimetrik olabilmekte ve düz alanlar, değişen sarmal açılar veya aralık ve merkez dışı enine kesit ile birleştirilmiş ters yönde oluklar içerebilmektedir; bu özellikler olası kırık belirtileri ile karıştırılmamalıdır (98). Buna ek olarak, "kontrollü hafıza" alışımdan yapılan eğeler normalde kullanım sırasında bir miktar gevşemeye uğrayabilir ve bu, yalnızca ters yönde geri sarma görülürse veya ege ısı işlem üzerine orijinal şeklini geri kazanamazsa, eğeyi atmak için bir gösterge olarak düşünölmelidir (77).

Çoklu sterilizasyon döngüleri, korozyon ve kusurlar dahil olmak üzere NiTi eğelerinde yüzey değişikliklerine neden olabilmekte (99) ve ayrıca yüzeyleri kaplayan pasif titanyum oksit tabakası değişimi nedeniyle yüzey pürüzlülüğünü de artırabilmektedir (100). Bununla birlikte, bu yüzey değişiklikleri, ege kırılmasıyla net bir şekilde bağlantılı değildir, bu nedenle klinik olarak kırık oluşumu ile yüzey değişiklikleri arasında ilişki olmayabileceği gösterilmiştir (101).

Eğelerin kullanımını asla kuru bir kök kanalında yapılmamalıdır; kuru ortamın neden olacağı aşırı sürtünme kırık oluşumuna neden olabilir (77). Eğelerin temizliğinde ve kök kanal şekillendirmesi sırasında lubrikasyon ve dezenfeksiyon amaçlı kullanılan sodyum hipoklorit (NaOCl) yıkama solüsyonunun yüzdesi ve sıcaklığı eğelerin mekanik özelliklerini etkileyebilmekte ve kırılmaya yatkınlıklarını artırabilmektedir (102).

## **DÖNGÜSEL YORGUNLUK TEST DÜZENEKLERİ**

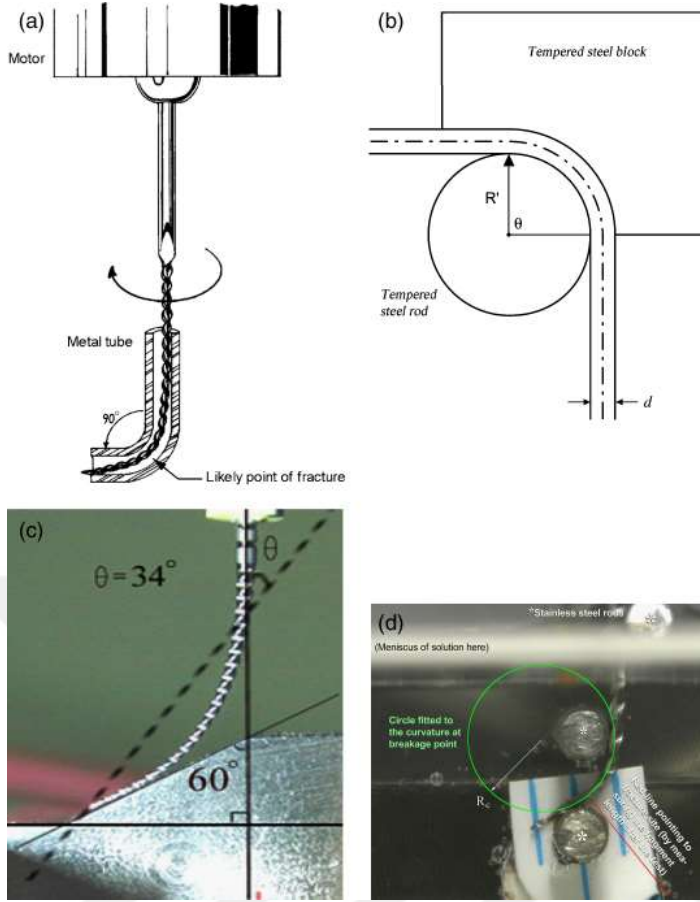
- (i) Kavisli metal tüp
- (ii) Oluklu blok test düzeneği
- (iii) Eğimli bir düzleme karşı dönüş
- (iv) Döner bir aletin üç noktalı eğimi (90)

Kavisli metal tp düzeneğinde Serene ve arkadaşları (103) bazı döner eğe sistemlerini sıkışma olmaksızın rotasyon hareketinde kırılmalarını test etmişler ve NiTi eğelerin paslanmaz elik K tipi eğelere kıyasla kırılana kadar daha fazla rotasyon yaptığını belirtmişlerdir. Bu deney düzeneğinin sınırlaması ise farklı çaplarda ve boyutlardaki eğeler için aynı metal tüpün kullanılmasıdır. Küçük boyutlardaki eğelerin metal tp içinde daha az stres ve gerilime maruz kalmasından dolayı yorgunluk süreleri daha uzun olmaktadır (104).

Oluklu blok test düzeneği ilk olarak Haikel ve arkadaşları (105) tarafından paslanmaz elik eğeleri test etmek için önerilmiş, daha sonralarda NiTi döner eğeleri test etmek için uyarlanmıştır (106). Bu düzenek eğeyi hem sınırlandıran hem de içinde serbestçe dönmesini sağlayan elik blokta V şeklindeki bir oluktan oluşmaktadır (90). İlk alışmalar, test sırasında herhangi bir soğutucu veya kayganlaştırıcı yağ kullanımından bahsetmezken (107, 108), son raporlar test sırasında bir çeşit yağ kullanılması gerektiğini ortaya koymuştur (109, 110).

Eğimli düzleme karşı dönüş test düzeneği, bir çalışmada eğeyi eğimli, cilalı, metal bir yzeeye karşı çalıştırarak bazı NiTi döner eğelerinin yorgunluk ömrü incelenerek kullanılmıştır (97). Metal yüzeyin eğim açısı, eğenin eğrilik yarıçapını kontrol etmek için bir araç olarak değiştirilmiştir. Bu test yönteminin kurulumu kolaydır ve dikey bir 'gagalama' hareketi içerebilmektedir, ancak yüzey gerinim stresinin miktarını tahmin etmek oldukça zordur çünkü eğrilik yarıçapı da farklı olabilmektedir (111).

3 noktalı eğim test düzeneği ilk defa Cheung (112) tarafından uygulanmış test düzeneğidir. Bu düzenekte 3 adet 2 mm çapında sertleştirilmiş paslanmaz elik pinler kullanılmaktadır. Eğenin apikal kısmına denk gelen pinde hazırlanan küçük V şekilli bir oluk, dönme sırasında eğenin ucunun konumunu korumaktadır (113).



**Şekil 10. Literatürde rapor edilen NiTi döner eğeler için çeşitli yorulma testi yöntemleri: (a) kavisli metal boru; (b) oluklu blok ve çubuk (yivli blok içine bir eğenin takılmasını gösteren şematik çizim);(c) eğik düzlem; ve (d) üç noktalı bir bükülme ile döndürme. (90)**

Çalışmamızın amacı, güncel olarak kullanılan, farklı ısı işlem ve üretim teknolojileri ile üretilmiş üç döner eğe sisteminin DSC analiz değerlerinde faz dönüşüm sıcaklıklarını tespit ederek soğuk (4°C), sıcak (60°C) ve kanal içi sıcaklığı (35°C) ortamlarındaki kırılma zamanları ile yani döngüsel yorgunluk dirençleri ile karşılaştırmaktır. Ayrıca kırılan eğelerin döngüsel yorulma kaynaklı kırılmasını teyit etmek amacı ile alınan SEM görüntülerinin incelenmesidir.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez, Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2020/139 nolu proje ile desteklendi. Çalışmamızda farklı eğe sistemlerinin DSC analizi ile faz geçiş sıcaklıklarının saptanması ve kırık yüzeyin SEM ile fraktografik analizi Trakya Üniversitesi Teknoloji Araştırma Geliştirme Merkezi (TÜTAGEM) tarafından yapıldı.

### Örneklerin hazırlanması

Bu tez çalışması Trakya Üniversitesi Diş Hekimlięi Fakóltesi Endodonti Anabilim Dalında planlandı. Bu kapsamda, kök kanal şekillendirmesi sırasında kullanılan farklı yüzey kesit özelliklerine, farklı metalürjik özelliklere sahip olarak üretilen üç farklı NiTi döner eğe sistemi kullanıldı. Çalışmada kullanılan bütün eğeler stereomikroskop ile  $\times 20$  büyütme altında incelendi ve yüzeyinde üretimden kaynaklanabilecek defekt veya düzensizlik olan eğeler çalışmaya dahil edilmedi. Üç farklı sistem döner eğe ve üç farklı sıcaklık grubu mevcuttur. Örnek literatürler incelenerek yapılan güç analizinde, güç %90, yanılma olasılığı  $\alpha$ : 0.05 ve etki büyüklüğü  $d=1,249$  olarak alındığında her bir çalışma grubuna 12 örneğin dahil edilmesi planlandı. Her döner eğe sisteminden 36 olmak üzere toplam 108 eğe döngüsel yorgunluk deneyi için kullanıldı.

**Tablo 1. Bu amaçla her biri 12 eğe içeren 9 farklı deney grubu oluşturuldu.**

Grup	Yöntem	Sıcaklık
Grup 1	Hyflex EDM	4 °C
Grup 2	(25/- 400 rpm, 2.5 N)	35 °C
Grup 3		60 °C
Grup 4	VDW.ROTATE	4 °C
Grup 5	(25/ 04 400 rpm, 2.3 N)	35 °C
Grup 6		60 °C
Grup 7	TruNatomy	4 °C
Grup 8	(26/ 04 500 rpm, 1.5 N)	35 °C
Grup 9		60 °C



**Şekil 11. HyFlex EDM eğesi**



Şekil 12. VDW.ROTATE eğesi



Şekil 13. TruNatomy eğesi

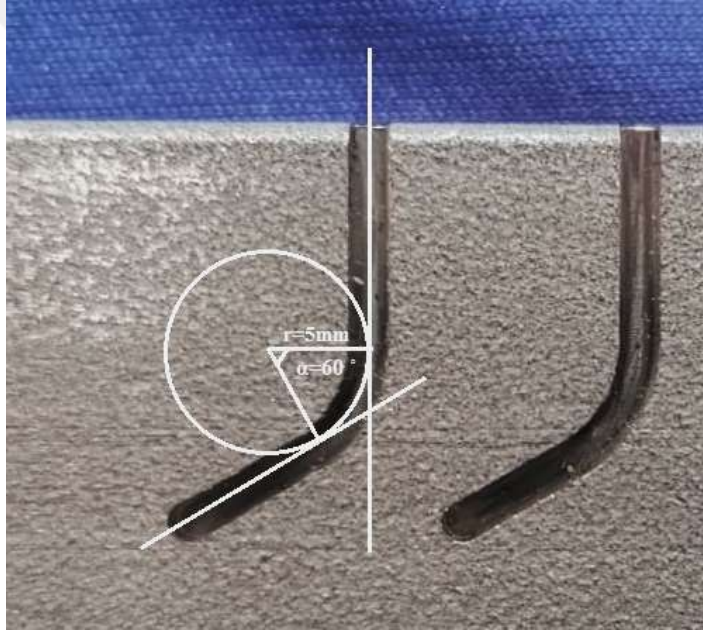
### **Blok ve çalışma düzeneğinin hazırlanması**

Çalışma düzeneği için öncelikle içinde bulunan sıvıyı istenilen sıcaklıkta ısıtıp soğutabilecek ve sıcaklığı sabit tutabilecek bir su banyosu kullanıldı. Eğelerin çalışacağı ortam sıvısı olarak %2.5 oranında sodyum hipoklorit seçildi. Deneyler sırasında su banyosunun içine yerleştirilen dijital termometre ile sıvının sıcaklığı devamlı kontrol edildi.



**Şekil 14. Dijital termometre ile kullanılan sıcaklıkların görüntülenmesi**

Çalışmamızda Larsen (54) tarafından da kullanılan oluk yapay kanal test düzeneği kullanıldı. Kurvatür yarıçapı 5 mm, maksimum kurvatür noktası eğenin uç kısmından yaklaşık 5 mm uzaklıkta Pruett metodu ile belirlenen 60 derece kurvatür açısına sahip, 3 mm derinliğinde 1.5 mm genişliğinde oluk paslanmaz çelik blok üzerine AutoCad çizimin ardında CNC makinası ile işlendi. Bu blok su banyosu içine monte edildi.



**Şekil 15. CNC makinede üretilen yapay kanal**



**Şekil 16. Düzenek içindeki paslanmaz çelik yapay kanal**

Dinamik döngüsel yorgunluk testi için TÜTAGEM’de bulunan TA HD Plus Texture cihazı (Stable Micro Systems, Birleşik Krallık) ile endodontik motor bir aparat yardımıyla her seferinde aynı açıda duracak şekilde sabitlendi ve yapay kanalda 3 mm/sn aşağı yukarı hareket yapması sağlandı (114). Eğelerin dönme ve kırılma anlarını tam olarak tespit edebilmemiz için her bir deney telefon ile video kaydı alındı ve gözle de kontrol edilerek kronometre ile yapılan ölçümlerle doğrulandı. Bu video ve kronometre yardımıyla kırılana kadarki süre hesaplandı.



**şekil 17. Dinamik düzenek için kullanılan texture cihazı**

Bütün eğeler VDW Silver Reciproc (VDW Münih, Almanya) endodontik motor ile üretici firmalarının önerdiği hız ve tork değerinde kullanıldı. Her eğe için 19 mm’lik yapay kanalda 3 mm ileri gideceği düşünülerek 16 mm ayarlanarak test başlatıldı. Eğeler kırılana kadar test düzeneği içinde çalıştırıldı.



**Şekil 18. Deney düzeneği**

Her eğe sisteminden eğeler sırasıyla 4°C, 35°C, 60°C sıcaklıklarda, oluşturulan tek eğimli yapay kanalda kırılma gerçekleşinceye kadar devamlı rotasyon hareketi ile döndürüldü. Hem video kaydı hem de sayaç yardımıyla kırılma süresi saniye cinsinden belirlendi.

$$\text{Kırılana Kadarki Tur Sayısı (KKTS)} = \text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{Süre (dk)}$$

Ayrıca, her bir eğenin kırılan parçasının uzunluğu dijital kumpas ile ölçüldü.



**Şekil 19. Dijital kumpas kırık parça uzunluğu ölçümü yapılması.**

### **Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) Analizi**

Her eĝe grubundan iki eĝe, faz dönüşüm sıcaklıklarını ve faz dönüşümlerini değerlendirmek için DSC analizi kullanılarak test edildi. Örnek hazırlama, uçtan başlayarak her eĝenin kısa bölümler halinde (uzunluk = 3-4 mm / ağırlık = 10-20 mg) manuel olarak kesilmesinden oluştu. Kesitler, önceden tartılmış bir Tzero alüminyum tavaya (TA Instruments, New Castle, DE) yerleştirilmeden önce 0.01 mg hassasiyetle tartıldı. Her numune daha sonra boş bir Tzero alüminyum referans tavası ile birlikte DSC 1 STARE System cihazına (METTLER TOLEDO, Schwerzenbach, İsviçre) yerleştirildi. Temizleme gazı olarak 50 ml/dakikalık bir akış hızındaki azot kullanıldı. Numuneler önce 80°C'ye ısıtıldı ve ardından 10 °C / dk hızında -80 °C'ye soğutuldu ve hemen ardından 10 °C / dk'da 80 °C'ye kadar ısıtma döngüsü izledi. Isıtma / soğutma döngüsü numune başına 3 kez gerçekleştirildi. Tüm veriler STARE değerlendirme yazılımı kullanılarak analiz edildi. Başlangıç ve bitiş sıcaklıkları eğriye teĝet çizgisinin bükülme noktasında ve taban çizgisinde kesişimi olarak belirlendi. Taban çizgileri, programdaki sigmoidal tanjant yöntemi kullanılarak seçildi.



**Şekil 20. Kullandığımız DSC analizi cihazı**

### **Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi**

Kırılan eğerlerin topografik özelliklerini tespit etmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi için her gruptan dögüsel yorgunluk nedeniyle kırılan 2 eğe seçildi. Mikroskobik değerlendirmeden önce, kalıntıları gidermek için ultrasonik banyoda 3 dakika süreyle alkol kullanılarak temizlendi. Daha sonra eğeler oda sıcaklığında kurutuldu ve çift taraflı karbon bant kullanılarak 15 mm'lik metal saplamalar üzerine dikey olarak monte edildi. Monte edilen örnekler, SEM (ZEISS EVO Taramalı Elektron Mikroskobu; Oberkochen, Almanya) içine yerleştirildi. Kırık eğe yüzeylerinden farklı büyütmeleler ( $\times 400$  ve  $\times 1000$ ) altında fotomikrograflar alındı. SEM fotoğrafları, kırılmanın dögüsel yorgunluk nedeniyle oluştuğunun teyit edilmesi amacıyla, kırık başlangıç noktaları ve yorgunluk çizgilerinin varlığı yönünden fraktografik analiz ile incelendi.



**Şekil 21. ZEISS EVO Taramalı Elektron Mikroskobu**

### **İstatistiksel Analiz**

Veriler IBM SPSS Versiyon 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk çarpıklık, basıklık ve Shapiro-Wilk testiyle incelendi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılmayan verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar için ise Mann Whitney U analizleri yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler olarak ortalama  $\pm$  standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde verildi. Anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

## BULGULAR

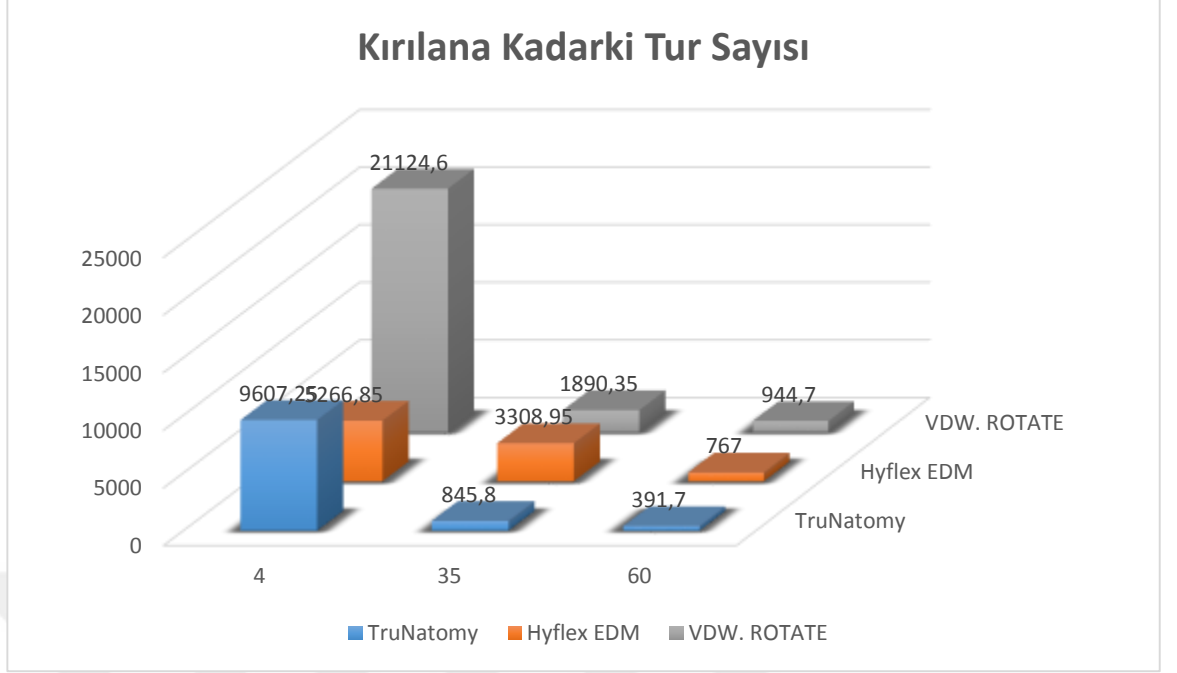
Çalışmamızda kullanılan üç farklı NiTi döner eğe sistemi üreticinin talimatları doğrultusunda üç farklı sıcaklıktaki (4 °C, 35 °C ve 60 °C) solüsyon içinde kırılana kadar kullanıldı, kırılana kadarki tur sayısı ve kırılan parçanın uzunluğu hesaplandı.

### Kırılana Kadarki Tur Sayısı

**Tablo 2. Eğelerin farklı sıcaklıklardaki ortalama KKTS değerleri**

		Hyflex EDM	VDW.ROTATE	TruNatomy	p <sup>1</sup>
4 °C	Mean ± SD	4994,02 ± 851,35	22839,60 ± 5999,46	9152,63 ± 1824,59	<0,001
	Median	5266,85 <sup>aA</sup>	21124,60 <sup>bA</sup>	9607,25 <sup>cA</sup>	
35 °C	Mean ± SD	3288,13 ± 619,97	2058,67 ± 437,95	823,24 ± 142,90	<0,001
	Median	3308,95 <sup>aB</sup>	1890,35 <sup>bB</sup>	845,80 <sup>cB</sup>	
60°C	Mean ± SD	673,52 ± 238,75	889,96 ± 273,35	400,24 ± 96,97	<0,001
	Median	767,00 <sup>bC</sup>	944,70 <sup>bC</sup>	391,70 <sup>aC</sup>	
p <sup>1</sup>		<0,001	<0,001	<0,001	

<sup>1</sup>Kruskal Wallis testi, Farklı küçük harfler aynı satırda, farklı büyük harfler ise aynı sütundaki farklılıkları (\*p< 0.05) göstermektedir.



**Şekil 22. Eğelerin farklı sıcaklıklardaki KKTS değerlerinin dağılımı**

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda 4 °C sıcaklıkta eğelerin kırılana kadarki tur sayıları arasında anlamlı fark bulundu ( $p:0,00$ ), (Tablo 2). Bu farkın hangi eğeler arasında olduğunu anlamak için yapılan Post-hoc analizinde VDW.ROTATE'in, Hyflex EDM ve TruNatomy eğelerinden istatistiksel olarak daha yüksek, TruNatomy'nin ise Hyflex EDM'den istatistiksel olarak daha yüksek KKTS değerine sahip olduğu görüldü. En yüksek ortanca değeri VDW.ROTATE grubunda (21124), en düşük ortanca değeri ise Hyflex EDM (5266) grubunda gözlemlendi.

35 °C sıcaklıkta yine her eğe grubunun tur sayıları arasında anlamlı fark bulundu ( $p:0,00$ ). Post-hoc analizinde Hyflex EDM'nin, VDW.ROTATE ve TruNatomy eğelerinden, VDW.ROTATE'in ise TruNatomy'den istatistiksel olarak daha fazla tur sayısına sahip olduğu görüldü. En yüksek ortanca değeri Hyflex EDM grubunda (3308), en düşük ortanca değeri ise TruNatomy grubunda (845) gözlemlendi.

60 °C sıcaklıkta homojen dağılmayan gruptan dolayı yapılan Kruskal-Wallis testi ile üç eğe grubunda da kırılana kadarki tur sayıları arasında anlamlı fark bulundu ( $p:0,00$ ). İkili karşılaştırmalarda VDW.ROTATE'in diğer eğe gruplarından, Hyflex EDM'nin ise TruNatomy'den istatistiksel olarak daha fazla tur sayısına sahip olduğu bulundu. Hyflex EDM grubunun ortancası 767, VDW.ROTATE grubunun ortancası 944 ve TruNatomy grubunun

ortancası 391 olarak elde edildi. Bu farklılık Trunatomy grubunun ortancasının diğer grupların ortancalarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Grup içi karşılaştırma sonuçları incelendiğinde Hyflex EDM grubunda sıcaklıklara göre KKTS'nin ortanca değerleri arasında anlamlı farklılık bulundu ( $p<0,001$ ). En yüksek ortanca değer 4 °C sıcaklıkta (5266) elde edilirken en düşük ortanca değerse 60 °C sıcaklıkta (767) elde edildi. VDW.ROTATE grubunda da sıcaklıklara göre KKTS'nin ortanca değerleri arasında anlamlı farklılık bulundu ( $p<0,001$ ). En yüksek ortanca değer 4 °C sıcaklıkta (21124) elde edilirken en düşük ortanca değerse 60°C sıcaklıkta (944) elde edilmiştir. Trunatomy grubunda sıcaklıklara göre KKTS'nin ortanca değerleri arasında anlamlı farklılık bulundu ( $p<0,001$ ). En yüksek ortanca değer 4 °C sıcaklıkta (9607) elde edilirken en düşük ortanca değerse 60°C sıcaklıkta (391) elde edildi. Sonuç olarak eğelerin hepsinde tur sayıları istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde 4 °C > 35 °C > 60 °C idi.

### Kırılan Parça Uzunluğu

**Tablo 3. Eğelerin farklı sıcaklıklardaki kırılan parça uzunluğunun ortalama değerleri**

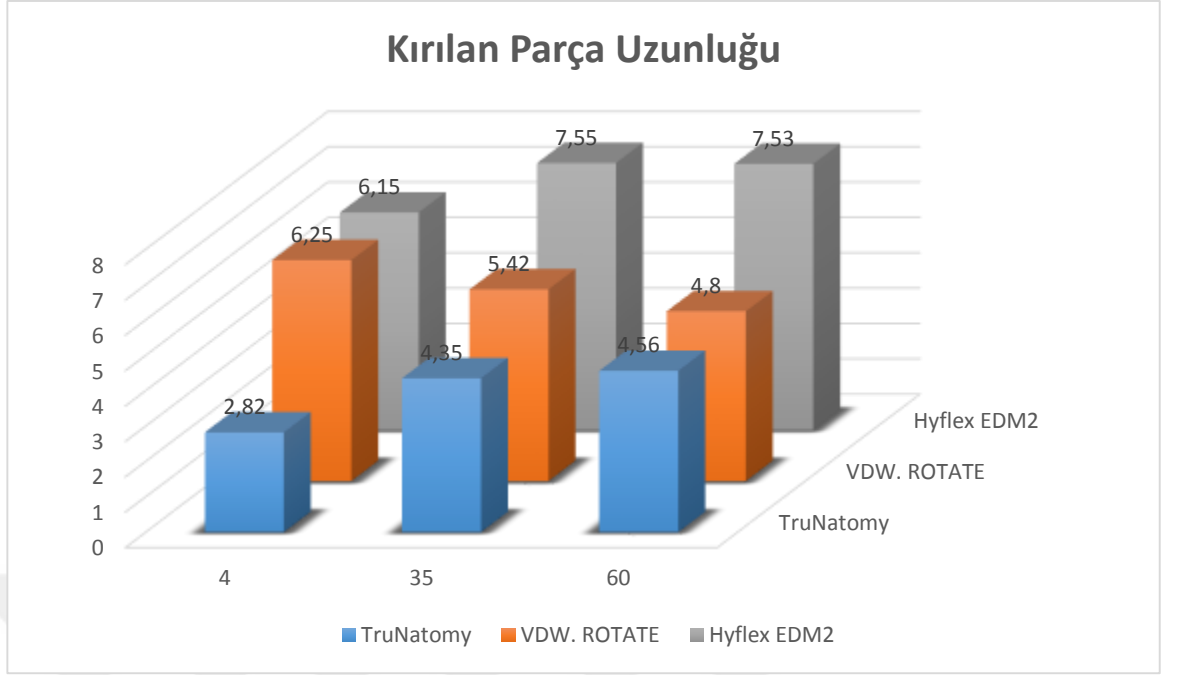
		Hyflex EDM	VDW.ROTATE	TruNatomy	p <sup>1</sup>
4 °C	Mean ± SD	5,39 ± 2,18	6,81 ± 2,37	3,10 ± 0,76	<b>&lt;0,001</b>
	Median	6,15 <sup>bA</sup>	6,25 <sup>bA</sup>	2,82 <sup>aA</sup>	
35 °C	Mean ± SD	7,60 ± 0,33	5,20 ± 1,56	4,36 ± 0,26	<b>&lt;0,001</b>
	Median	7,55 <sup>aB</sup>	5,42 <sup>bAB</sup>	4,35 <sup>bB</sup>	
60°C	Mean ± SD	6,96 ± 1,33	4,67 ± 1,15	4,50 ± 1,36	<b>&lt;0,001</b>
	Median	7,53 <sup>aAB</sup>	4,80 <sup>bB</sup>	4,56 <sup>bB</sup>	
p <sup>1</sup>		<b>0,009</b>	<b>0,017</b>	<b>0,002</b>	

<sup>1</sup>Kruskal Wallis testi, Farklı küçük harfler aynı satırda, farklı büyük harfler ise aynı sütundaki farklılıkları (\* $p<0.05$ ) göstermektedir.

Yapılan analizler sonucunda üç sıcaklıkta da kırılan parça uzunluğu açısından eğeler arasında anlamlı fark gözlemlendi ( $p:0,00$ ), (Tablo 3). 4 °C sıcaklıkta TruNatomy (2,82) istatistiksel olarak diğerlerinden daha küçük parça uzunluğuna sahipken, Hyflex EDM (6,15) ve VDW.ROTATE (6,25) arasında anlamlı fark görülmedi. Bu farklılık TruNatomy grubunun parça uzunluğu ortancasının diğer grupların ortancalarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

35 °C ve 60 °C sıcaklıkta Hyflex EDM istatistiksel olarak diğerlerinden daha büyük kırık parça uzunluğuna sahipken, VDW.ROTATE ve TruNatomy eğeleri arasında anlamlı fark bulunmadı. 35 °C'de Hyflex EDM grubunun ortancası 7,55, VDW.ROTATE grubunun ortancası 5,42 ve TruNatomy grubunun ortancası 4,35 olarak elde edildi. Bu farklılık Hyflex EDM grubunun kırık parça uzunluğu ortancasının diğer grupların ortancalarından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. 60 °C'de Hyflex EDM grubunun ortancası 7,53, VDW.ROTATE grubunun ortancası 4,80 ve TruNatomy grubunun ortancası 4,56 olarak elde edildi. Bu farklılık Hyflex EDM grubunun parça uzunluğu ortancasının diğer grupların ortancalarından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

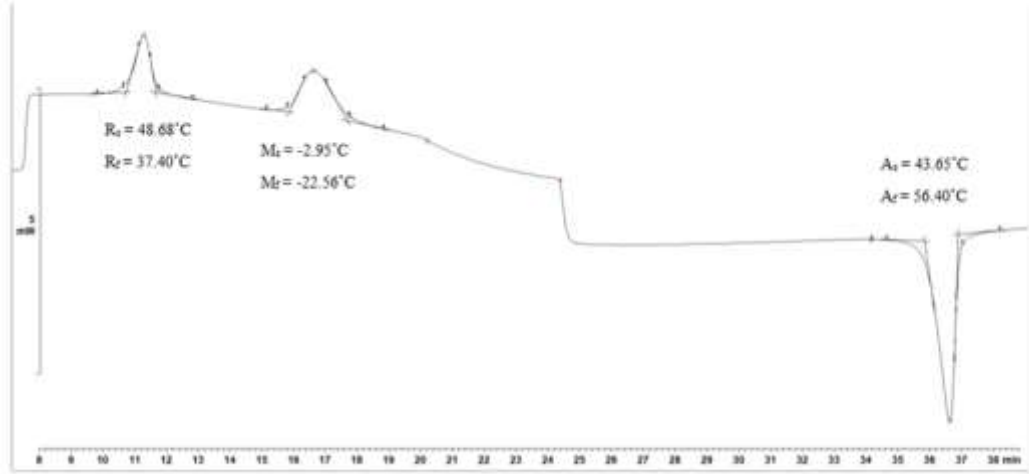
Grup içi karşılaştırma sonuçları incelendiğinde 4 °C sıcaklıkta Hyflex EDM ve TruNatomy, diğer sıcaklık gruplarından daha kısa kırık parça uzunluğuna sahipken 35 °C ve 60 °C arasında anlamlı fark bulunmadı. VDW.ROTATE eğesinde ise 35 °C ile 60 °C ve 4 °C sıcaklıklar arasında anlamlı fark bulunmazken, 4 °C sıcaklıkta 60 °C'den daha büyük kırık parça uzunluğu bulundu. Hyflex EDM grubunda sıcaklıklara göre parça uzunluğunun ortanca değerleri farklılık göstermektedir ( $p=0,009$ ). Bu farklılık 35 °C sıcaklık ortancasının (7,55) 4 °C sıcaklık ortancasından (6,15) yüksek olmasından kaynaklanmaktadır. VDW.ROTATE grubunda sıcaklıklara göre parça uzunluğunun ortanca değerleri farklılık göstermektedir ( $p=0,017$ ). Bu farklılık 4 °C sıcaklık ortancasının (6,25), 60 °C sıcaklık ortancasından (4,8) yüksek olmasından kaynaklanmaktadır. Trunatomy grubunda sıcaklıklara göre parça uzunluğunun ortanca değerleri farklılık göstermektedir ( $p=0,002$ ). Bu farklılık 4 °C sıcaklık ortancasının (2,82) diğer sıcaklıkların ortancalarından (4,35; 4,56) düşük olmasından kaynaklanmaktadır.



**Şekil 23. Eğelerimizin kırılan parça uzunluğu grafiği**

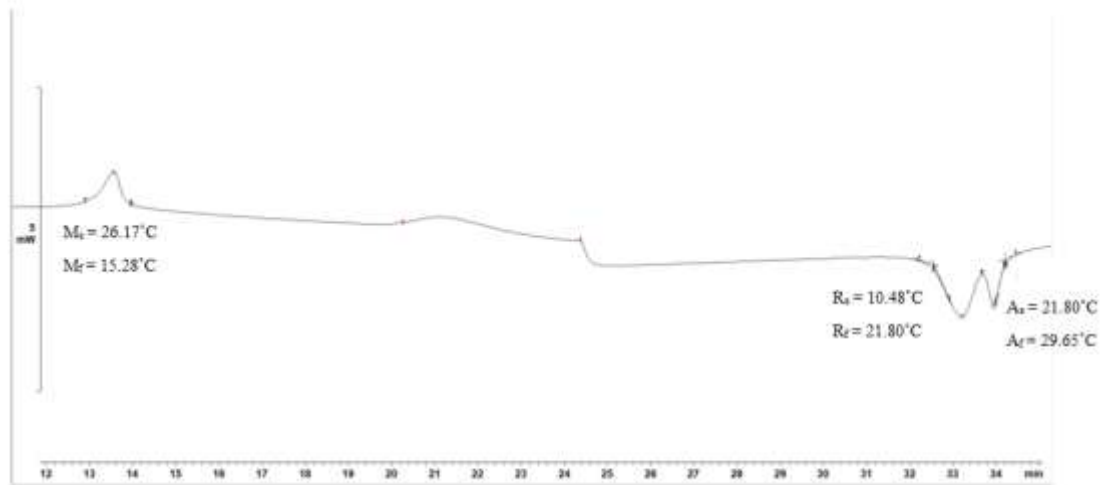
Çalışmamızdaki üç döner ege sisteminin de döngüsel yorgunluk direnci bulguları, DSC analizi ile elde edilen martensit/östenit transformasyon sıcaklıkları ile uyumluydu. DSC diyagramında, üst eğrideki ekzotermik reaksiyon, soğutma sürecindeki martensitik dönüşümü gösterirken, alt eğrideki endotermik reaksiyon, ısıtma işlemindeki martensitik fazdan R fazı ve / veya östenitik faza ters dönüşümden kaynaklanmaktadır.

Hyflex EDM'nin soğuma eğrisinde iki ekzotermik tepe vardı. Yaklaşık 48 °C'ye denk gelen ilk tepenin başlangıcı östenitten R fazına geçişi, yaklaşık -2 °C'ye denk gelen diğer tepenin başlangıcı ise R fazından martensite geçişi göstermektedir. Martensit başlangıç sıcaklığı -2,95 °C iken bitiş sıcaklığı -22,56 °C idi. Isıtma eğrisinde net bir endotermik tepe martensit-R-fazı ve R-fazı-östenit dönüşümünün çakıştığını göstermektedir. Östenit başlangıç sıcaklığı yaklaşık 43,65 °C ve östenit bitiş sıcaklığı 56,40 °C olarak izlenmektedir. Bu da egeğin 4 °C ve kanal içi sıcaklık olan 35 °C'de östenit faz içermediğini ve 60 °C'de ise östenit fazdan oluştuğunu göstermektedir.



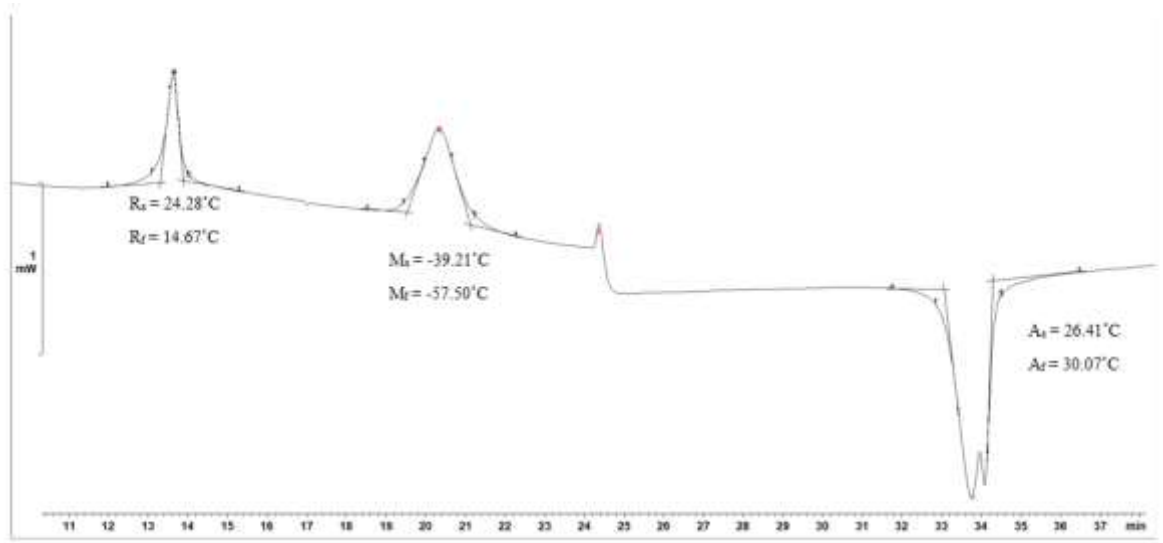
**Şekil 24. HyFlex EDM'nin DSC analizi**

VDW.ROTATE'in DSC grafiği incelendiğinde soğuma eğrisindeki net bir ekzotermik tepe östenit-R fazı ve R fazı-martensit dönüşümünün çakıştığını göstermektedir. Martensit başlangıç sıcaklığı 26,17 °C iken martensite dönüşümün tamamlandığı sıcaklık 15,28 °C olarak belirlenmiştir. Isıtma eğrisinde iki endotermik tepe mevcuttur; 10,48° C'de martensitik fazdan R-fazına dönüşüm ve 21,80 ° C'de ise, R-fazından östenitik faza dönüşüm gerçekleşmektedir. Östenite dönüşümün bittiği sıcaklık ise 29,65 °C'dir. Bu da 29 °C üstündeki tüm sıcaklıklarda (çalışma sıcaklıklarımızdan 35 °C ve 60 °C) eğenin östenit fazdan oluştuğunu, 4 °C de ise sadece martensit faz içerdiğini göstermektedir. Bu sonuç eğenin soğuktaki üstün dögüsel yorgunluk direnciyle uyumludur.

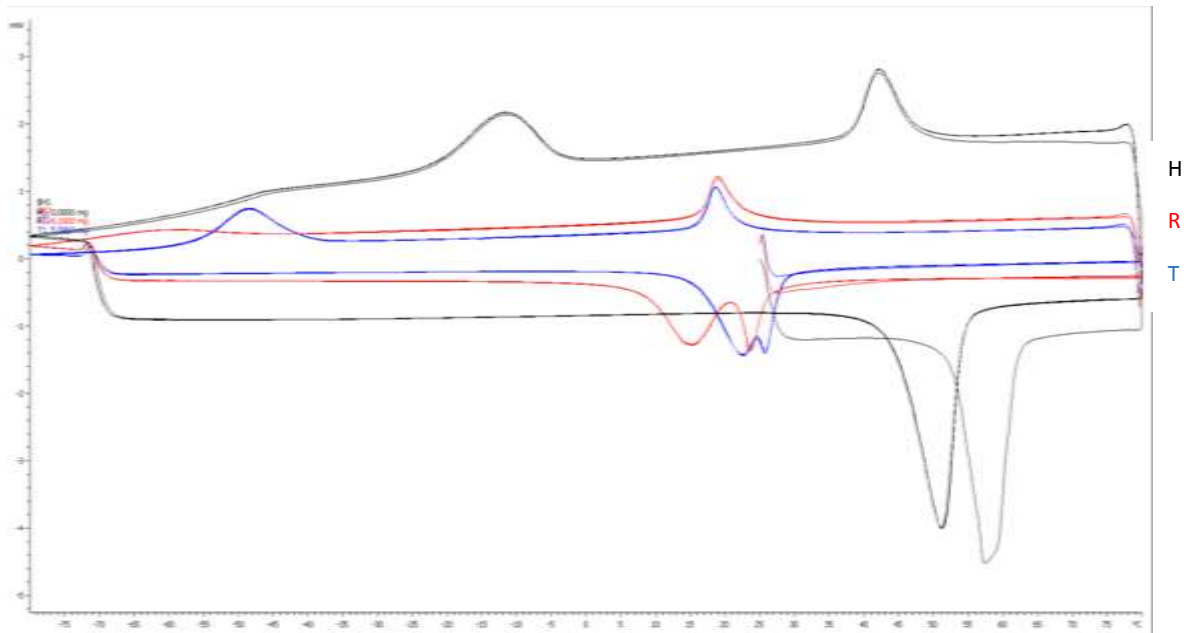


**Şekil 25. VDW.ROTATE'in DSC analizi**

TruNatomy eğesinin DSC grafiği incelendiğinde ise soğuma eğrisinde iki ekzotermik tepe bulunmaktadır. Östenitten R fazına dönüşüm yaklaşık 24 °C’de, R fazından martensite dönüşüm ise -40 °C’de başlamaktadır. Martensit dönüşümün tamamlandığı sıcaklık -57,50’dir. Isıtma eğrisinde ise martensit-R fazı dönüşümü ve R fazı-östenit dönüşümü arka arkaya iki tepe oluşturmaktadır. Arka arkaya oluşan R fazı ve östenit fazı eğrisiyle östenite dönüşümün tamamlandığı sıcaklık 30 °C’dir. Bu da TruNatomy’nin 4 °C’de östenit faz içermezken, 35 °C ve 60 °C sıcaklıklarda östenit fazdan oluştuğunu göstermektedir. Bu sonuç eğenin 4 °C’de dögüsel yorgunluk testindeki yüksek başarısıyla uyumludur.

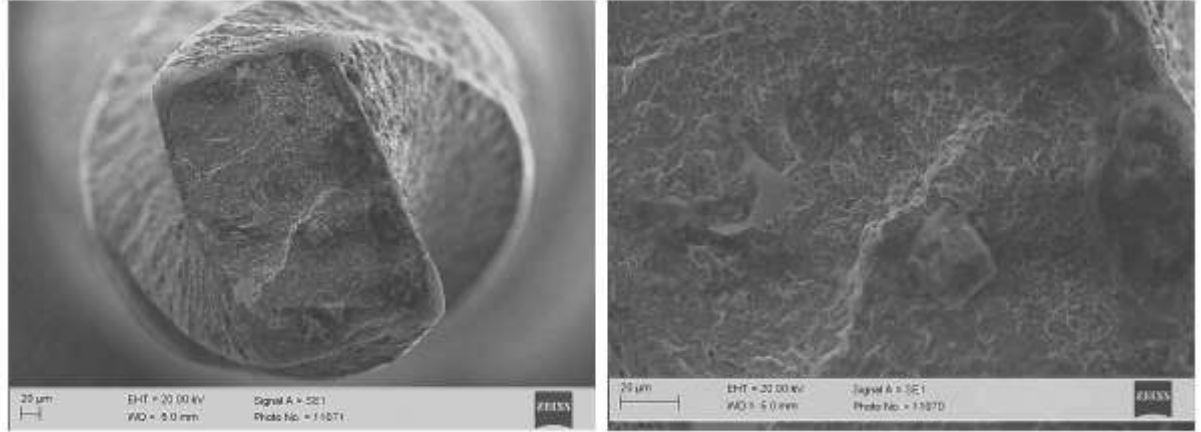


Şekil 26. TruNatomy’nin DSC analizi

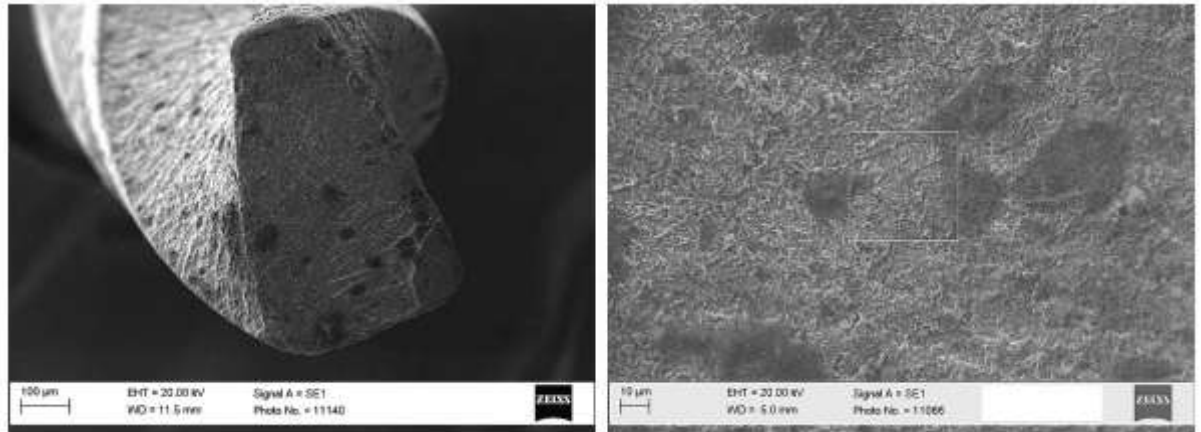


Şekil 27. Bütün eğelerin DSC analizindeki çakışan görüntüsü

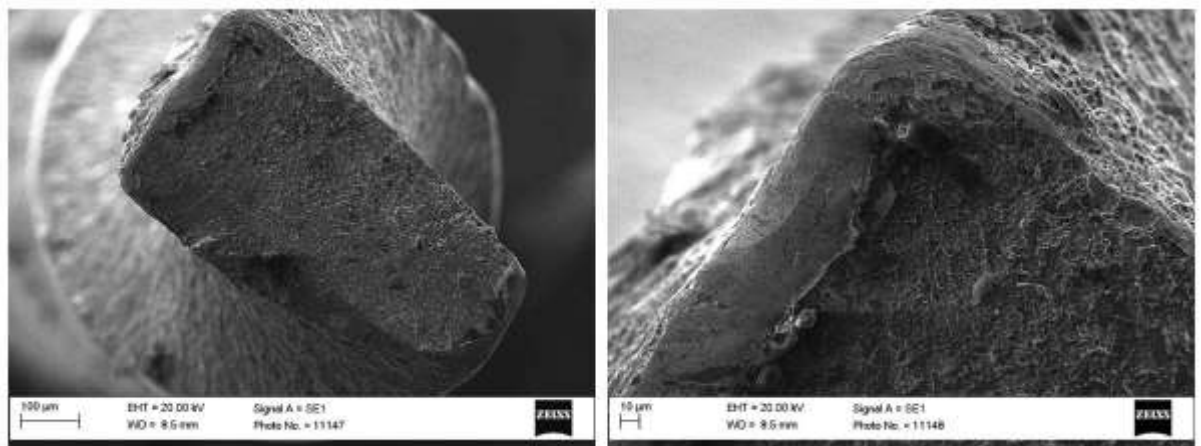
Eğelerden farklı büyütme oranlarında alınmış SEM görüntüleri ile kırılma mekanizması incelendi. Çatlak başlama alanları, yorulma çizgileri, aşırı yüklenmiş alanlar, mikro boşluklar, kırılma hattına yakın oluşmuş yüzey çukurlarının varlığı bütün ege gruplarının döngüsel yorgunluk kaynaklı kırıldığını göstermektedir.



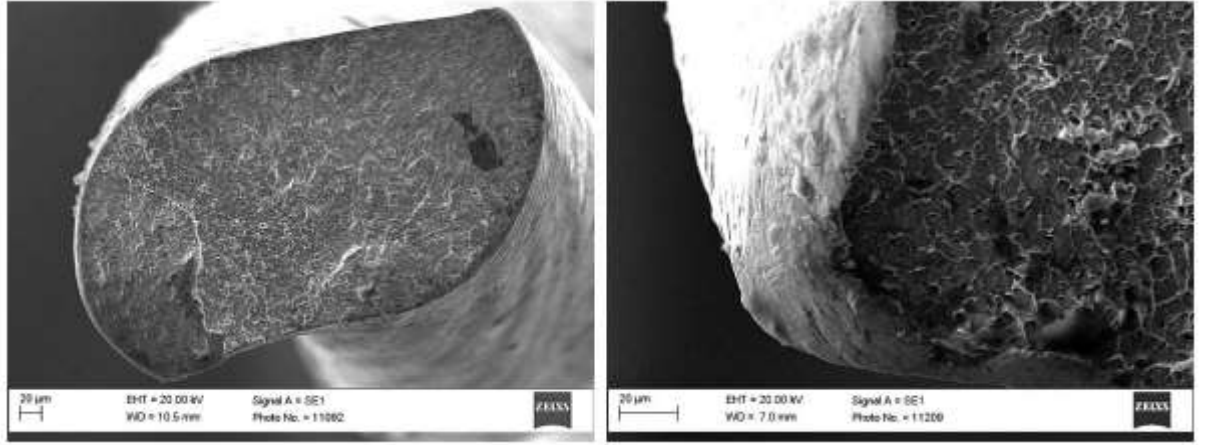
Şekil 28. 4 °C’de kırılan HyFlex EDM egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



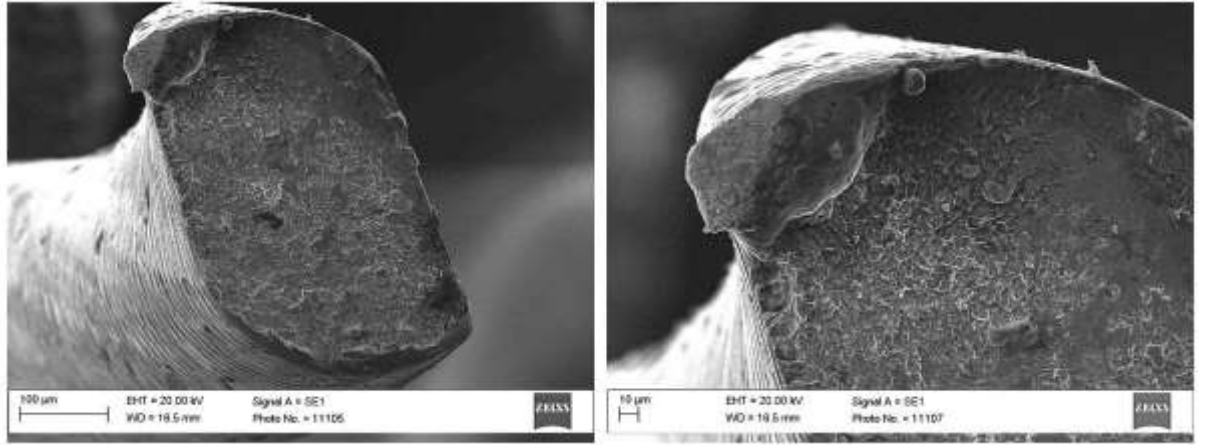
Şekil 29. 35 °C’de kırılan HyFlex EDM egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



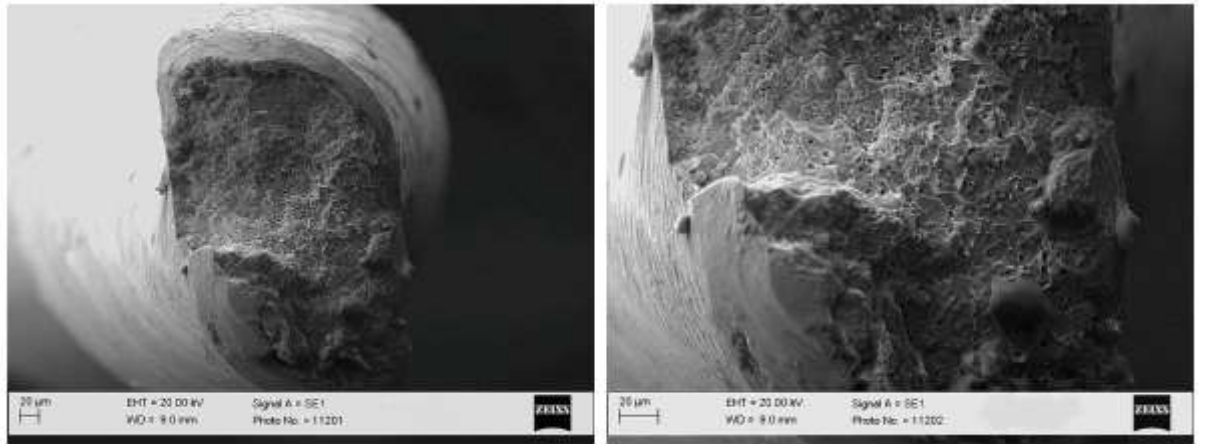
Şekil 30. 60 °C’de kırılan HyFlex EDM egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



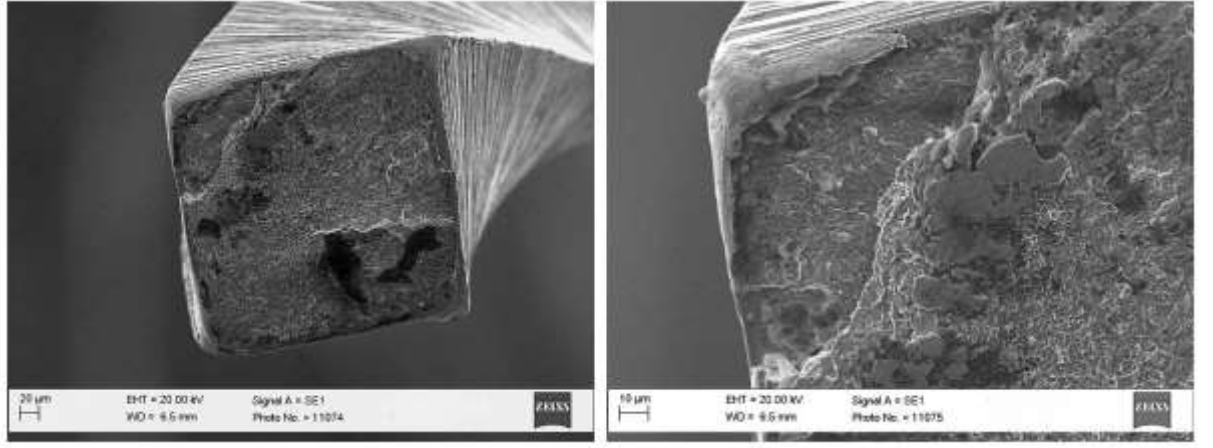
Şekil 31. 4°C'de kırılan VDW.ROTATE eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



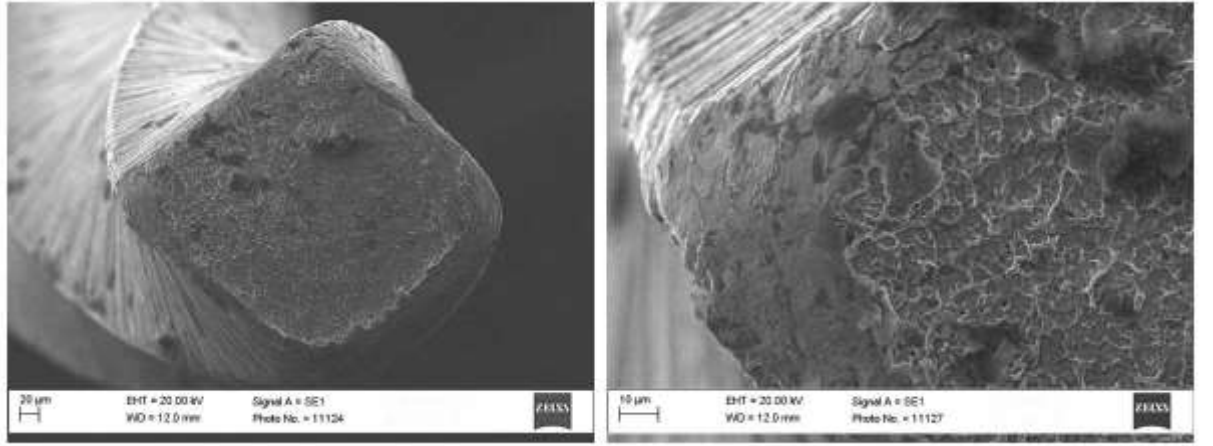
Şekil 32. 35°C'de kırılan VDW.ROTATE eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



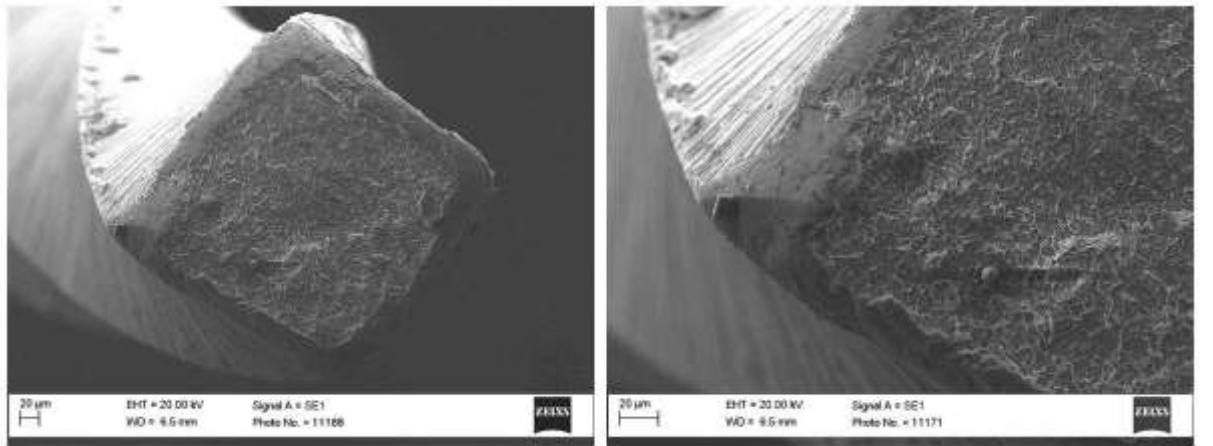
Şekil 33. 60°C'de kırılan VDW.ROTATE eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 34.4 °C’de kırılan TruNatomy eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 35. 35 °C’de kırılan TruNatomy eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 36. 60 °C’de kırılan TruNatomy eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü

## TARTIŞMA

Kanal tedavisinin önemli basamaklarından biri kanalın kemomekanik şekillendirilmesidir. Manuel ve döner eğe sistemleriyle yapılan mekanik şekillendirme kök kanalındaki enfekte dokuyu, birikintileri ve bakteri içeriğini uzaklaştırmaya yöneliktir. Temizlenen ve dezenfekte edilen kanallar daha sonra kanalın doldurulmasına hazırlanır (115). Bu hazırlık sürecinde kullanılan eğeler, şekillendirmenin temel unsurunu oluşturmaktadır. Prosedür hataları kök kanal tedavisinde başarısızlıklara neden olmaktadır. Bu sebeple kök kanal tedavisinde şekillendirmeye bağlı hataları en aza indirip tedavinin başarısızlık ihtimalini azaltmak için farklı döner eğe sistemlerinin geliştirilmesi konusunda çalışmalar yapılmaktadır.

Günümüzde endodontik eğeler için kullanılan başlıca iki farklı alaşım türü vardır: paslanmaz çelik ve nikel-titanyum (116). Paslanmaz çelik eğelerin yeterince esnek olmaması nedeniyle kurvatürlü kanalların şekillendirmesinde kök kanal sisteminin orijinal formunun korunamamasına bağlı olarak, apikal transportasyon, basamak, zip gibi iatrojenik hatalar meydana gelebilmektedir (117). Döner NiTi eğelerin daha esnek olması eğri kök kanallarını paslanmaz çelik eğelerden daha etkili şekillendirmelerine ve orijinal kanal anatomisinin korunmasını sağlamaktadır (25). Bütün bu olumlu niteliklerine rağmen, NiTi döner eğelerin beklenmedik kırılma riski vardır (74). NiTi alaşımlarından yapılmış endodontik döner eğelerin tasarımında ve üretim yöntemlerinde önemli gelişmeler olmasına rağmen, döngüsel yorgunluğun neden olduğu kırılmalar özellikle aşırı eğimli kök kanallarında bir sorun olmaya devam etmekte ve kök kanal tedavisinde başarısızlığın temel nedenlerinden birini oluşturmaktadır (9).

Eğelerin kanal içinde kırılması, tedavinin hedefi olan debrislerin tamamen kaldırılmasını, yıkama solüsyonlarının tüm bölgelere ulaşmasını ve kanalın tamamen doldurulmasını engellemesi sebebiyle ciddi bir komplikasyondur (1). Kanal şekillendirmesi esnasında eğede oluşan mekanik hasar ve kırılmaların temel sebepleri döngüsel ve\veya torsiyonel yorgunluktur (8). Kırılmaların çoğunluğunun torsiyonel yorulmadan kaynaklandığı belirtilmiş (8) olsa da farklı çalışmalar çoğunluğun döngüsel yorulma kaynaklı olduğunu belirtmiştir (118, 119).

Döngüsel yorgunluğun neden olduğu kırılma, metal yorgunluğu nedeniyle oluşur. Eğe kanalda sıkışmadan eğrilikte serbestçe dönerek, maksimum bükülme noktasında kırık oluşana kadar gerilim / sıkışma döngüleri oluşturur. Bir eğe statik konumda tutulup dönmeye devam ederken, eğrinin dış tarafındaki shaftın yarısı gerilim halindeyken, eğrinin iç tarafındaki shaftın diğer yarısı sıkışma halindedir. Kavisli kanallar içinde dönmenin neden olduğu bu tekrarlanan gerilim-sıkışma döngüsü, eğenin zamanla döngüsel yorgunluğunu artırır ve eğe kırılmasında önemli bir faktör olabilir (95).

Endodontik döner eğelerin döngüsel yorgunluk direncini test edecek herhangi bir spesifikasyon veya uluslararası standart bulunmamaktadır. Üreticiler, bilim adamları ve klinisyenler NiTi döner eğelerin mekanik özelliklerinin deneysel olarak değerlendirilmesi, güvenli ve etkili şekilde klinik kullanımı için evrensel olarak kabul görmüş, standart test cihazlarına ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle, ISO ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) bu NiTi endodontik eğeler için yeni bir standart geliştirmek amacıyla çalışmalarına devam etmektedir (120).

NiTi döner eğelerin döngüsel yorulma direncini test etmek için kullanılan cihazlar, eğelerin farklı geometrik eğriler kullanarak kırılıncaya kadar dönmesine izin vermektedir. Yapılan döngüsel yorgunluk deneyleriyle eğenin kırılana kadarki dönme süreleri, tur sayıları, kırıldıktan sonraki görüntüleri incelenmektedir. (120).

Döngüsel yorgunluk testlerinin çekilmiş insan dişlerinde yapılması klinik koşulları taklit etmesi açısından daha anlamlı olsa da, dişlerin sahip oldukları anatomik farklılıkları ve dentin sertliği gibi faktörleri standardize etmekteki güçlükler, bu durumu engellemektedir (121). Bu nedenle çalışmamızda diş kökü yerine aşınmayan standart bir model sağlamak ve döngüsel yorgunluktan başka parametrelerin etkisini minimize edebilmek için paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanal modeli kullanılmıştır.

NiTi döner eğeleri döngüsel yorgunluk sırasında hiçbir görünür kalıcı deformasyon belirtisi göstermediğinden, beklenmedik bir şekilde eğe kırığı meydana gelebilir (8). Döngüsel yorgunluk, Pruett ve ark. (83) tarafından tanımlandığı gibi daha küçük bir eğrilik yarıçapına sahip bir kanalda daha fazla meydana gelme eğilimindedir ve NiTi eğe kırığının önde gelen nedenidir (122). Eğelerin kanal içinde bu şekilde kırılmasına karşı direncin artırılması, yeni NiTi döner eğe tasarımında odak noktası olmuştur (123). Önceki çalışmaların bir kısmı, farklı yarıçap ve eğrilik açılarına sahip en az 1 mm çapında silindirik metal tüpler kullanırken (83, 124), diğerleri ise farklı açıları simüle etmek için eğimli bir metal blok kullanmıştır (97). Simüle edilen kanal, eğe ile aynı boyut ve şekle yaklaşmazsa, eğede oluşan eğriliğın azalacağı ve dolayısıyla testin sonuçlarını etkileyeceğı gösterilmiştir (54). Her eğenin çalışma ortamını standartlaştırmak için çalışmamızda uygun simüle edilmiş kanal kullanılmıştır. Kullandığımız yapay kanal, in vivo durumu tam olarak sağlamasa da, standartlaştırılmış bir ortamda farklı eğelerin farklı sıcaklıklardaki karşılaştırmalı testine izin vermiştir. Geçmişten günümüze çok sayıda farklı test düzeneğı ve yapay kanal modeli kullanılmış olsa da çalışmamızda Larsen ve ark. (54) tarafından kullanılmış oluklu yapay kanal test düzeneğı ile Pruett ve ark. (83) tarafından tanımlanan 1.5 mm iç çap, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal kullanarak deneyi gerçekleştirdik.

Bugüne kadar çoğı döngüsel yorgunluk çalışması, iyi kontrol edilen deneysel koşullar altında statik bir model kullanılarak gerçekleştirilmiştir (10, 16). Aşağı-yukarı hareketi içeren dinamik bir model kullanılarak döngüsel yorgunluk üzerine çeşitli çalışmalar da yapılmıştır (75, 97). Bu dinamik modelleme klinik ortamda şekillendirme sırasında yapılan gagalama hareketinin daha iyi bir simülasyonunu sağlamaktadır. Ayrıca eğelerin aksiyel olarak hareket ettirilmesi, eğimli kısımdaki gerilme ve basma gerilmelerinin yoğunlaşmasını önleyerek eğenin daha geniş bir kısmı boyunca gerilme kuvvetinin dağılımını sağlamakta, kırılma döngüsünün sayısını arttırmaktadır (125) ve döner eğelerin ömrünü önemli ölçüde uzatmaktadır (121). Aminsobhani ve ark. (126) yaptıkları çalışmada dinamik modelin döner eğelerin kullanıldığı klinik koşullara daha çok benzer olduğunu; ancak eğenin aksiyel hareketinin genliğini ve hızını standartlaştırmak için bir cihaz tasarlanması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda Li ve ark.(97) yaptığı çalışmada da kullanılan standart aksiyel hareketi sağlamak ve klinik ortamı daha iyi taklit edebilmek adına dinamik modellemede Texture cihazı ile 3 mm/sn hızla çalışan özel bir düzenek yapılmıştır.

Çalışmalar eğeleri kuru ortamda ortamda çalıştırmamak adına çeşitli yağlar (127), likit parafin (126) ya da solüsyonlar (126, 128) kullanmıştır. Çalışmamızda solüsyon olarak klinik

ile uyumlu olması göz önünde bulundurularak %2.5 konsantrasyonda sodyum hipoklorit kullanıldı. NiTi eğeler, dezenfeksiyon veya şekillendirme sırasında pulpa odasında ve kök kanalında NaOCl ile temas eder (129). NaOCl'nin eğenin yüzeyinden nikeli seçici olarak uzaklaştırılmasını içeren korozyona ve mikro girintilere neden olması ile oluşan mikro yapısal kusurların, eğenin yapısını zayıflatarak çatlak oluşumuna yol açabileceği düşünülmektedir (130). NaOCl'nin NiTi eğeler üzerindeki korozyon etkisi incelenmiş ve küçük korozyon belirtileri olmasına rağmen eğelerin mekanik özelliklerinde ve klinik performansında önemli bir değişikliğe neden olmadığı belirlenmiştir (128).

Huang ve ark. (131) yaptığı çalışmada kontrol grubu olarak su kullanılarak NaOCl'nin dögüsel yorgunluğa etkisi incelenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca bu çalışmada incelenen diğer parametre, NaOCl'nin sıcaklığının dögüsel yorgunluğa etkisidir. 22 ° C'de dögüsel yorgunluğa direnç 60 ° C'den anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur (131).

Sodyum hipoklorit, antimikrobiyal ve doku çözücü özellikleri nedeniyle en sık kullanılan endodontik irrigasyon solüsyonudur (116). NaOCl'nin antimikrobiyal aktivitesi ve doku çözme kapasitesi, bir yüzey aktif madde (sümfaktan) ilave edilerek, solüsyon aktive edilerek, hacmini arttırarak, konsantrasyonunu ve/veya sıcaklığını yükselterek arttırılabilmektedir (116). Apikal enfeksiyonu olan veya olmayan nekrotik dişlerin kök kanal hazırlığı için tek eğeli sistemler tercih edildiğinde, antimikrobiyal aktivitesinin artması için önceden ısıtılmış NaOCl kullanılmasının avantajlı olabileceği belirtilmiştir (132). 60 °C'de ısıtılmış % 1 NaOCl çözeltilisinin kullanımının, 20 °C'lik çözeltiye kıyasla pulpada önemli ölçüde daha yüksek organik doku çözme kapasitesine sahip olduğu bulunmuştur (18). Konsantrasyonunu ve sıcaklığını arttırmak NaOCl'den istenen etkinliğini daha kısa sürede daha etkili şekilde göstermesini sağlasa da (116) yüksek konsantrasyonda kullanılan solüsyon kazara periapikal alana sızdığında periapikal dokulara zarar verebilir ve ayrıca metaller için oldukça aşındırıcıdır (133). Fakat solüsyonun etkinliğini yükseltmek için klinik kullanımda sıcaklığının arttırılması tercih edilebilmektedir. NiTi eğelerin ısıtma ve soğutma altında farklı fazlara dönüşmesi ile farklı özelliklere sahip olması nedeniyle bu ısıtma sonucu NiTi eğenin daha sert olan östenit faza geçtiği düşünülmektedir. Bu, eğeyi ağırlıklı olarak martensit fazındaki bir NiTi eğesine kıyasla yorulma çatlak yayılmasına daha duyarlı hale getirebilmektedir (9). Bu yüzden dögüsel yorgunluğa sıcak ortamın etkisini göstermek için çalışmamızın ilk sıcaklık grubu 60 ° C olarak belirlendi.

Diğer taraftan soğutma işlemi ise, NiTi eğerlerin martensitik faz dönüşümüne neden olduğu için daha fazla esneklik sağlamaktadır. Nitinol stentlerin, soğutulduktan sonra stentin esnekliğinin artması nedeniyle 4 ° C'de buzlu su ile soğutulduktan sonra daha kolay monte edildiği ve çıkarıldığı gösterilmiştir (20). Hem bu sebeple hem de başta yaptığımız DSC analiz sonuçlarını incelediğimizde eğerlerin faz değişim sıcaklıklarının altında kalan sıcaklığı seçmeyi amaçladığımız için çalışmamızın ikinci sıcaklık grubu 4 ° C olarak belirlendi. Üçüncü sıcaklık grubu ise kanal içi sıcaklık olan 35 ° C (134, 135) sıcaklık grubu oldu.

Isıtılmış veya soğutulmuş solüsyonların kullanılması, eğerin, kırılma döngülerini etkileyebilen, sırasıyla daha östenitik veya martensitik bir faza NiTi faz geçişini destekleyebilmektedir (16). Döngüsel yorgunluk direnci önceki çalışmalarda genel olarak oda sıcaklığında (25 ° C) test edilmiştir, fakat kanal içi daha sıcaktır (35° C) (134, 135). Oda sıcaklığı gruplara dahil edilmemiştir çünkü de Hemptinne ve arkadaşlarının (136) in vivo çalışmasında, bir kanala oda sıcaklığında NaOCl solüsyonu enjekte edildiğinde sıcaklığın yalnızca 10 saniye sonra 30.9 C'ye yükseldiği bulunmuştur. Sıcaklığın bu hızlı dengelenmesi, eğerlerin döngüsel yorgunluğunu oda sıcaklığı yerine vücut sıcaklığında test etmeyi özellikle önemli kılar, çünkü oda sıcaklığındaki solüsyon, kök kanal boşluğunda kullanıldığında hızla vücut sıcaklığına dengelenir (136).

Geleneksel süper elastik NiTi alaşımları, kanal içi sıcaklıkta östenitik fazda (sert ve güçlü) bulunur ve stres ve soğutma uygulanarak martensitik faza (yumuşak ve sünek) dönüştürülebilir (9). Bir eğerin martensit fazındaki artan sünekliği, onun oldukça elastik olmasını sağlar. Bu aynı zamanda yorgunluğa bağlı çatlak büyümesine karşı direnci geliştirir ve döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç sağlar (9). Bu da eğerlerin soğuk ortamda yani martensit fazda kullanılmasının klinik ömrünü arttıracaklarını düşündürmektedir. Son çalışmalar, farklı sıcaklıklarda test edildiğinde döner eğerlerin büyük ölçüde farklı yorulma davranışları olduğunu göstermiştir (17, 32). NiTi endodontik eğerlerin faz dönüşümünü analiz etmek için çalışmamızda DSC analizi kullanılmıştır. Bu analiz ile soğutma ve ısıtma döngüleriyle eğerlerin martensitik (soğutma) ve östenitik (ısıtma) fazlara hangi sıcaklıklarda geçiş yaptığı belirlenmiştir. Deneylerin yapıldığı sıcaklıklarda eğerlerin hangi fazda buldukları tespit edilerek döngüsel yorgunluk dirençleri arasında bir uyum olup olmadığı incelenmiştir.

Sıcaklığın döngüsel yorgunluğa etkisi birçok çalışmada belirtilmiştir ve bizim çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu şekilde sıcaklığın düşmesine bağlı olarak KKTS değerlerinde artış görülmüştür (17, 137). Bulgularımız değerlendirildiğinde kırılana kadarki tur

sayısı 4 °C, 35 °C ve 60 °C sıcaklık geçişlerinde sırasıyla azalmıştır, dolayısıyla sıcaklık artışı eğerimizin hepsinde döngüsel yorgunluğa karşı olan direnci azaltmıştır.

Jamleh ve ark. (137) tarafından 10 °C, 37 °C ve 50 °C sıcaklıkta sekiz eğin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmış; 50 °C ve 37 °C'de 10 °C'ye kıyasla daha düşük bir KKTS gözlemlenmiştir. Dosanjh ve ark. (16) da 3 °C, 22°C, 37°C ve 60°C sıcaklıkları kullandıkları çalışmalarında sıcaklığın artışının KKTS'nı anlamlı derecede düşürdüğünü kanıtlamışlardır. Başka bir çalışmada (17) da kırılana kadarki tur sayısı 37 °C'de distile suda, 20 °C'de distile suya kıyasla önemli ölçüde azalmıştır. Staffoli ve arkadaşları (135) 0°, 20° ve 35 °C sıcaklıkta eğerlerin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmış ve eğerlerin yorulma direncinin ortam sıcaklığı düştüğünde önemli ölçüde arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Tüm bu çalışmalar, eğerlerin fazlar arası dönüşüm sıcaklıklarının ve test edilen sıcaklıklardaki fazın eğerlerin döngüsel yorgunluk dirençlerine etkisinin önemli olduğunu göstermekte ve bir NiTi alaşımı ne kadar martensitik olursa o kadar esnek ve dolayısıyla yorulmaya karşı o kadar dirençli olduğu bilgisini desteklemektedir (138).

Çalışmamızda kullanılan bütün eğerler için 60 °C sıcaklıkta diğer sıcaklıklara kıyasla daha hızlı bir eğe kırılması durumu ile karşılaşıldı ve DSC analizi sonuçlarımıza baktığımızda 60 °C sıcaklıkta bütün eğerlerin östenit fazında olduğu görüldü. Dönüşüm sıcaklık aralığından daha yüksek bir sıcaklıkta, NiTi alaşımı esas olarak östenitten oluşur, bu faz eğeye yüksek sertlik ve düşük esneklik özelliği kazandırır (139). Bu da eğerlerin erken kırılması için önemli bir nedendir. Farklı sıcaklık ve solüsyonlardaki kırılana kadarki tur sayısını karşılaştıran bir çalışmada (140) en düşük değer 60 °C sıcaklık ortamı olarak bulunmuş ve bunun sebebinin eğin sıcaklık yükseldikçe dönüştüğü östenit faz olduğu düşünülmüştür.

Çalışmamızda solüsyon olarak kullandığımız NaOCl ısıtıldığında eğerlerde daha fazla korozyona neden olmuş ve bu da daha hızlı kırılmaya yol açmış olabilir. Bu nedenle, ısıtılmış bir NaOCl solüsyonu daha iyi doku çözmesi için kullanılacaksa, yıkama protokolünün son adımı olarak kullanılması önerilmiştir (141). Isıtılmış NaOCl kullanılan bir çalışmada (136), solüsyonun sıcaklığı 5 saniye sonra 56,4 °C'den 45,4 °C'ye düşmüş ve 37 °C'ye düşmesi bir dakika sürmüştür. Ayrıca sıcaklık iletimi ve ısı yalıtımının etkileri, metal yapay kanallarda kök dentinine göre farklılık göstermektedir; bu farklılık da in vitro çalışmaların bire bir kliniği taklit edemeyeceği fakat eğerlerin özellikleri hakkında bize bilgi vereceği sonucuna ulaşmamızı sağlamaktadır.

Yorulma direncinin bir başka olası nedeni, martensitik faz dönüşümünün yapısı gereği gözlenen çok sayıda ara yüz nedeniyle çatlak ilerlemesini daha zor hale getiren sönümlenme özelliklerine sahip olmasıdır. Bu ara yüzler nedeniyle, çatlak yayılması için gereken enerjiyi dağıtan ve kırık oluşmasını zorlaştıran karmaşık bir ikincil çatlak dizisi oluşur (9). Çalışmamızda 4 °C sıcaklıkta diğer sıcaklıklara kıyasla görülen büyük döngüsel yorgunluk direnci farkının bir nedeni de bu olabilir.

4 °C'den 35 °C'ye geçiş bütün eğerlerde anlamlı bir fark yaratmış olsa da VDW.ROTATE ve TruNatomy için Hyflex EDM'ye kıyasla çok daha fazla fark yaratmıştır. DSC analizi sonucumuza baktığımızda bu sıcaklık geçişinde VDW.ROTATE eğerinin martensit-östenit geçişi yaşadığı, TruNatomy eğerinin ara fazdan östenite geçtiği, Hyflex EDM'nin ise aynı ara fazda kaldığı görülmüştür. İlk iki ege grubunda oluşan büyük farkın nedeni, faz geçişlerinin eğerlerin döngüsel yorgunluk direçlerine etki göstermesi ile açıklanabilir.

VDW.ROTATE 4 °C sıcaklıkta diğer eğerlerden anlamlı olarak daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahiptir. DSC analizi sonuçlarına baktığımızda HyFlex EDM ve TruNatomy 4 °C'de R fazı ve martensitik faz içerirken, VDW.ROTATE tamamen martensit fazı içermektedir. Bu da diğer eğerlere kıyasla döngüsel yorgunluk direncini artırarak kırılana kadar daha fazla tur dönmesini sağlamış olabilir. 4 °C sıcaklığın deney grubu olarak kullanıldığı başka bir çalışmada (142) eğerin döngüsel yorgunluk direnci vücut sıcaklığıyla karşılaştırılmış ve soğukta anlamlı olarak daha yüksek yorulma direnci bulunmuştur. Bizim sonuçlarımızla da uyumlu olan bu durumun sebebi eğerlerin soğukta östenit faz içermemesi yani döngüsel yorgunluk direnci daha yüksek martensit fazda olması olabilir.

4 °C sıcaklıkta ikinci en yüksek KKTS değeri Hyflex EDM'den istatistiksel olarak daha yüksek bir sonuç veren TruNatomy eğerine aitti. TruNatomy eğesi firmanın detaylarını açıklamadığı özel bir ısıl işlem görmüş 0,8 mm NiTi tel ile üretilmiştir ve firmanın talimatları doğrultusunda 500 rpm hız ve 1.5 Nm tork ile çalıştırılır. Merkez dışı ve paralel kenar bir kesit tasarımına sahiptir (71). Hyflex EDM ise değişken konikliğe ve kesitsel tasarıma (uçta dikdörtgen, ortada yamuk ve koronalde ise üçgene benzer kesit) sahip eğerdir. TruNatomy, ProTaper Next ve Twisted Files eğerlerinin kırılana kadarki tur sayılarının karşılaştırıldığı bir çalışmada (143) TruNatomy'nin daha iyi sonuç vermesi eğerin 0.8 mm'lik daha ince bir telle yapılmış olmasına ve kesit şekline bağlı olabilir. Ayrıca 4 °C'de TruNatomy'nin Hyflex EDM'ye göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olmasının nedeni, eğerlerin tasarım ve üretim özelliklerindeki farklılığa bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Klinik durumu tekrarlamak istediğimiz kanal içi sıcaklıkta (35 °C) Hyflex EDM > VDW.ROTATE > TruNatomy olacak şekilde anlamlı KKTS miktarı bulundu. Literatür incelememizde bu üç eğeyi karşılaştıran çalışmaya rastlanmadı. Ancak Hyflex EDM yerine CM kullanılmış çalışma sonuçları incelendi. Çalışmamızdakine benzer yapay kanal modeli ile vücut sıcaklığında yapılmış bir çalışmada (144), kırılana kadarki tur sayısı incelendiğinde VDW.ROTATE > HyFlex CM > 2Shape TS1 > TruNatomy sonucu bulunmuştur. S şekilli yapay kanal kullanılmış ve vücut sıcaklığında yapılmış başka bir çalışmada (70) ise kırılana kadarki tur sayısı incelendiğinde VDW.ROTATE ve Hyflex CM arasında anlamlı fark bulunmazken, TruNatomy bu eğelerden anlamlı olarak daha düşük bir sonuç vermiştir. TruNatomy'nin çalışmamızda çıkan sonuçlara benzer olarak diğer eğelere kıyasla düşük KKTS değerinin sebebinin çalışmada (145) bahsedildiği gibi 0.25 mm'ye kıyasla 0.26 mm'lik daha büyük uç çapı olabileceği düşünülmektedir.

Tek ve çift eğimli yapay kanal kullanılan bir çalışmada 37 °C sıcaklıkta TruNatomy, Hyflex CM, Vortex Blue ve RaCe eğelerinin KKTS değerlendirilmiştir (146). TruNatomy ve Hyflex CM diğerlerinden daha yüksek sonuçlar verirken, kendi aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. TruNatomy ve Hyflex CM'nin deney grupları arasında olduğu 35 °C sıcaklıkta dinamik sistem kullanan bir çalışmada ise Hyflex CM istatistiksel olarak daha yüksek yorulma direnci göstermiştir (147). Hyflex CM yerine Hyflex EDM kullandığımız çalışmamızda TruNatomy ile arasındaki karşılaştırmaya baktığımızda ise sonuç bizim 35 °C sıcaklık grubumuzdaki sonuç ile uyumludur.

VDW.ROTATE ve Hyflex CM'nin deney grupları arasında bulunduğu başka bir çalışmada (148) 35 °C'de VDW.ROTATE daha yüksek KKTS değeri vermiştir ve bu sonuç ısı ile işlemle oluşan titanyum oksit katmanının oluşturduğu mavi renkli NiTi alaşımına bağlanmıştır. Fakat ilgili çalışmada bulunan KKTS değeri bizim bulduğumuz değerden daha düşüktü. Bunun sebebi bizim çalışmamızdan farklı olarak daha yüksek konikliğe (25.06) sahip eğenin ve dinamik yerine statik sistem kullanılması olabilir. Ayrıca Hyflex EDM eğeleri, tıpkı HyFlex CM eğeleri (Coltene / Whaledent AG) gibi iyi bilinen kontrollü bellek (CM) işlemiyle üretilir. Farklı ek olarak elektrik deşarjı işleme (EDM) tekniğinin kullanılmış olmasıdır. EDM, herhangi bir sertlikteki her tür iletken malzemeyi (örneğin metaller, alaşımlar, grafit, seramikler vb.) yüksek hassasiyetle üretmek için kullanılabilir (149). Yapılan bir çalışmada bulunan sonuca göre CM eğeleri vücut sıcaklığından daha düşük östenit bitiş sıcaklıkları sergilerken (yaklaşık 32–37 °C), EDM eğelerinininki 52 °C'nin üzerinde ve östenit başlangıç sıcaklığı yaklaşık 42 °C'dir (62). Çalışmamızda Hylex EDM'nin DSC analizinde As değeri 43 °C, Af değeri ise 56 °C

C bulunmuş ve bu çalışmayla uyumlu olduğu görülmüştür. Yüksek dönüşüm sıcaklığına sahip EDM eğelerinin kanal içi sıcaklıkta daha yüksek yorulma direnciyle sonuçlanması muhtemeldir. Bu da Hyflex CM kullanmış önceki çalışmalara kıyasla çalışmamızda 35° C’de Hyflex EDM egesinin diğer egelere göre daha başarılı olmasını açıklayabilir.

60 °C sıcaklıktaki analiz sonuçlarımıza baktığımızda eğelerimiz arasında KKTS açısından VDW.ROTATE > Hyflex EDM > TruNatomy olacak şekilde anlamlı bir farklılık bulundu. Bütün eğerlerin aynı fazda (östenit) bulunduğu bu sıcaklıkta bu anlamlı farklılığa yatay kesit şekli sebep olmuş olabilir. Kullandığımız üç ege de son dönemlerde üretilmiş özel ısıtılmış işlem görmüş eğerler olsa da özellikle VDW.ROTATE ile yapılmış çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda (70, 144) da bizim sonuçlarımızla uyumlu olarak bu eğerin yüksek döngüsel yorgunluk direnci görülmüştür. VDW.ROTATE, sahip olduğu S şekilli yatay kesitiyle yüksek yorgunluk direnci göstermiş olabilir. Grande ve ark. (150), maksimum eğrilik noktasındaki metal kütlelerinin eğerlerin yorulma direncine katkıda bulunduğunu bildirdi. S şekilli yatay kesit tasarımına ve daha düşük metal kütlelerine sahip Mtwo eğerleri (VDW, Münih, Almanya), üçgen tasarıma ve daha büyük metal kütlelerine sahip olan ProTaper eğerlerden (Dentsply Sirona, Ballaigue, İsviçre) daha yüksek yorulma direnci sergilemiştir (150). Ayrıca bu çalışmaya göre eğerlerin kırılma yüzeylerindeki kor çapları ve yiv derinlikleri gibi kesit alanını etkileyen öğelerle değişebileceği bildirilmiştir (150). Birkaç çalışma, S-şekilli yatay kesit tasarımıyla üretilen eğerlerin, maksimum eğrilik noktasında metal kütlelerindeki azalma nedeniyle artan yorulma direnci gösterebileceği sonucuna varmıştır (151, 152).

Çalışmamızda bulduğumuz kırılan parça uzunluklarında anlamlı farklılıklar görüldü. Yapılan birçok çalışmada (6, 140) parça uzunluğu anlamlı fark yaratmamıştır ve bu da çalışmalarda statik döngüsel yorgunluk düzeneği nedeniyle maksimum stres noktasının her durumda aynı olmasıyla açıklanmıştır. Ancak kullandığımız dinamik sistem bu stres noktasının her zaman sabit olmamasına sebep olmuş olabilir. Hyflex EDM egesi bütün sıcaklıklarda daha büyük parça uzunluğu değeri vermiştir. TruNatomy ile VDW.ROTATE ise genel olarak benzer sonuçlara sahipti. Üç farklı eğerin kırık parçalarını karşılaştıran bir çalışmada (153) eğerler arasında anlamlı olarak farklı kırık parça uzunluğu bulunmuştur. Uygulanan en büyük gerilim eğrilikte meydana gelmiştir. Bu nedenle, gözlemlendiği gibi, kırıkların eğriliğinin yakınında meydana gelmesinin beklendiğini ve kusurların dağılımının daha sonra kırığın yerini belirleyeceği belirtilmiştir. Yapılan bir çalışmada (154) da Reciproc Blue ve VDW.ROTATE döngüsel yorgunluk ve kırılan parça uzunluğu açısından değerlendirilmiş. Kırılan parça uzunluğunun Reciproc Blue için anlamlı olarak daha büyük olduğu bulunmuştur. Bunun

sonucunda eğelerin tasarım ve alaşımlarındaki farklılıkların, maksimum stres noktalarının konumlarını değiştirebileceği belirtilmiştir.

Çalışmamızda test düzeneğinde kırılan her grup eğe için SEM görüntüleri alınmış ve görüntüler fraktografik olarak incelenmiştir. Fraktografik incelemenin amacı, malzemenin kırılmasına neden olan çatlağın kaynağını ve yönünü gösterebilecek kırık yüzey üzerindeki özellikleri belirlemektir (155). Kırık yüzey, kırılma sürecine dahil olan gerçek mekanizmayı göstermektedir (4). NiTi döner eğelerin kırılmasında döngüsel yorgunluk ve torsiyonel yorgunluk kırılması olarak iki mekanizma rol oynar. Döngüsel yorgunluk, yorulma çizgilerinin varlığı ile karakterize edilir. Burulma kırılması, kırık yüzeyde dairesel aşınma izleri sergiler. Alınan görüntülerde döngüsel yorgunluğa bağlı yorulma çizgilerini ve çatlak başlangıç hatlarını belli etmektedir. Çalışmada kırılan eğelerin fraktografik analizi sonucunda tüm eğelerin döngüsel yorgunluk ile kırıldığı tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan eğeleri seçerken son dönemde çıkan güncel ve yeni teknoloji eğeler olmasına dikkat edildi. Uç çapı ve koniklik miktarlarının birbirine benzer olmasına özen gösterilmiş olsa da birebir aynı uç çap ve koniklik yakalanamadı. VDW.ROTATE 25.04, TruNatomy 26.04, Hyflex EDM ise 25 uç çap ve 08'den 04'e değişken konikliğe sahipti. Yapılan çalışmalar eğelerin yapıldığı alaşımların yanında tasarım özellikleri ve boyutlarının (156) ve kanalın maksimum kurvatür noktasındaki eğe çapının (52) da döngüsel yorgunluğu etkileyen önemli faktörler olduğunu belirtmişlerdir. Tam olarak aynı boyutu yakalayamamış olmamız döngüsel yorgunluğa bu etkenlerin de etki etmesine sebep olmuş olabilir ve bu da çalışmamızın limitasyonunu oluşturmuştur.

Genel bir kural olarak esnek olan eğeler torsiyonel yüklenmelere daha rijit olan eğelere kıyasla daha az direnç gösterirken döngüsel yorgunluğa daha fazla direnç gösterirler (36). Çalışmamızda ortam sıcaklığının sadece döngüsel yorgunluk üzerine etkisi bakılmış ve soğuk ortamın döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede arttırdığı bulunmuştur. Ancak ortam sıcaklık değişikliğinin torsiyonel yorgunluğa ve eğenin kesme etkinliğine etkisi de gelecek çalışmalarla incelenmelidir.

## SONUÇLAR

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde;

1. Tez çalışmamızda 60 ° ve 5 mm yarıçaplı paslanmaz çelik yapay kanal kullanarak üç farklı NiTi döner eğe sisteminin üç farklı sıcaklıkta döngüsel yorgunluk kaynaklı kırılmalarının gerçekleşmesine kadar olan tur sayılarını hesapladığımızda anlamlı farklılıklar bulduk ve bu sonuçların DSC analizi kullanarak bulduğumuz, eğelerin faz değişim sıcaklıklarıyla uyumlu olduğunu gözlemledik.
2. 4 °C, 35 °C ve 60 °C sıcaklıklarda gerçekleştirdiğimiz deneyimizde kullandığımız bütün eğelerin döngüsel yorgunluğa dirençleri sıcaklık artıkça anlamlı bir şekilde azalmıştır. Bu da martensit fazdan östenite geçerken döngüsel yorgunluk direncinin azalmasının sonucudur.
3. Eğelerin üretildiği alaşımın fiziksel özellikleri, üretim aşamasında veya sonrasında uygulanan ısıl işlemler, faz geçiş sıcaklıkları ile ortam sıcaklığı ilişkisi, tasarım ve boyut farklılıkları klinik kullanım ömrünü etkilemektedir.
4. Endodontik eğelerin kırılması kök kanal tedavisinin başarısını etkilemektedir. Çalışmamız sonuçlarına göre ortam sıcaklığı düştüğünde eğelerin yorulma direnci önemli ölçüde artmıştır. Endodontik eğelerin ömrünü uzatabilecek bir strateji bulmak için, klinik uygulamada doğrudan kanal içini veya yıkama solüsyonlarını soğutmaya yönelik mekanizma/cihaz tasarlanması için ileri çalışmaların yapılması önerilmektedir.

## ÖZET

Çalışmamızın amacı farklı sıcaklıklarda ayarlanmış (+4, +35 ve +60 °C) su banyosu içine yerleştirilecek dinamik test düzeneği ile sıcaklık farkının eğelerin kırılma ve döngüsel yorgunluk dirençlerine etkisi ile eğelerin faz geçiş sıcaklıkları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesidir.

Öncesinde DSC analizi yaptığımız HyFlex EDM, VDW.ROTATE ve TruNatomy eğelerinin üç farklı sıcaklıkta 5 mm yarıçap 60 derece kurvatür açısına sahip, 3 mm derinliğinde 1.5 mm genişliğinde paslanmaz çelik yapay kanalda kırılana kadarki süresi ölçüldü ve kırılana kadarki tur sayıları hesaplandı. Kırık parça uzunlukları ölçülerek kırık yüzey SEM ile görüntülendi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılmayan verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar için ise Mann Whitney U analizleri yapıldı ( $p < 0.005$ ).

Bütün eğeler için sıcaklık 4 °C'den 60 °C'ye yükseldikçe KKTS değeri azaldı ve bu azalmanın DSC analizinde bulduğumuz sıcaklık arttıkça östenit faza geçiş ile uyumlu olduğu görüldü. DSC analizine göre kanal içi sıcaklıkta HyFlex EDM östenit faz içermezken diğer eğeler östenit faz içermekteydi ve en yüksek  $A_f$  değeri HyFlex EDM'ye aitti. KKTS değerleri 4 °C'de VDW.ROTATE > TruNatomy > HyFlex EDM , 35 °C'de HyFlex EDM > VDW.ROTATE > TruNatomy , 60 °C'de ise VDW.ROTATE > HyFlex EDM > TruNatomy olacak şekilde anlamlı bulundu. SEM kullanılarak yapılan kırık yüzeylerin analizi ile kırılmaların döngüsel yorgunluk sonucu oluştuğu belirlendi.

Anahtar Kelimeler: döngüsel yorgunluk, VDW.ROTATE, TruNatomy, Hyflex EDM, DSC.

# **INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN AND TEMPERATURE DEPENDENT CYCLIC FATIGUE STRENGTHS BY DIFFERENTIAL SCANNING CALORIMETRY ANALYSIS OF DIFFERENT NITI ROTARY FILE SYSTEMS**

## **SUMMARY**

The aim of our study is to evaluate the relationship between the effect of the temperature difference on the fracture and cyclic fatigue resistance of the files and the phase transition temperatures of the files with the dynamic test setup to be placed in a water bath set at different temperatures (+4, +35 and +60 °C).

The time to fracture of HyFlex EDM, VDW.ROTATE and TruNatomy files, which we had previously done DSC analysis, was measured in a stainless steel artificial canal with a 5 mm radius, 60 degrees curvature angle, 3 mm deep, 1.5 mm wide, at three different temperatures, and the number of cycles until fracture was calculated. The fractured fragment lengths were measured and the fracture surface was visualized by SEM. The Kruskal Wallis test was used to compare the data that were not normally distributed according to groups of three or more. Mann Whitney U analyzes were performed for comparisons ( $p < 0.005$ ).

As the temperature increased from 4 °C to 60 °C for all files, the NCF value decreased and this decrease was found to be compatible with the transition to the austenite phase as the temperature increased, which we found in the DSC analysis. According to DSC analysis, HyFlex EDM did not contain austenite phase at intracanal temperature, while other files contained austenite phase and the highest Af value belonged to HyFlex EDM. NCF values were found significant as  $VDW.ROTATE > TruNatomy > HyFlex EDM$  at 4 °C,  $HyFlex EDM >$

VDW.ROTATE > TruNatomy at 35 °C, and VDW.ROTATE > HyFlex EDM > TruNatomy at 60 °C. Analysis of the fractured surfaces using SEM revealed that the fractures were caused by cyclic fatigue.

**Keywords:** cyclic fatigue, VDW.ROTATE, TruNatomy, Hyflex EDM, DSC.



## KAYNAKÇA

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-96.
2. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics.* 2005;10(1):30-76.
3. 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(7):346-51.
4. Del Fabbro M, Afrashtehfar KI, Corbella S, El-Kabbaney A, Perondi I, Taschieri S. In vivo and in vitro effectiveness of rotary nickel-titanium vs manual stainless steel instruments for root canal therapy: systematic review and meta-analysis. *Journal of Evidence Based Dental Practice.* 2018;18(1):59-69.
5. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of endodontics.* 1995;21(3):146-51.
6. Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic fatigue and torsional failure of edgetaper platinum endodontic files at simulated body temperature. *Journal of endodontics.* 2019;45(5):611-4.
7. Melo M, Pereira E, Viana A, Fonseca A, Buono V, Bahia M. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal.* 2008;41(4):329-38.
8. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HHJoe. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. 2000;26(3):161-5.
9. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo MJJoe. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. 2013;39(2):163-72.
10. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *Endodontic Practice Today.* 2018;44(4):630-4.

11. 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(7):1205-9.
12. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International endodontic journal*. 2018;51(10):1088-103.
13. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics*. 2017;43(3):462-6.
14. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of endodontics*. 2016;42(12):1840-3.
15. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):541-4.
16. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2017;43(5):823-6.
17. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of endodontics*. 2016;42(5):782-7.
18. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M. The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *Journal of Endodontics*. 2005;31(9):669-71.
19. Dumitriu D, Dobre T. Effects of temperature and hypochlorite concentration on the rate of collagen dissolution. *Journal of endodontics*. 2015;41(6):903-6.
20. Merkel D, Brinkmann E, Wiens D, Derwahl K-M. In situ cooling with ice water for the easier removal of self-expanding nitinol stents. *Endoscopy international open*. 2015;3(1):E51.
21. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*. 1997;13(2):51-64.
22. Stenman E. Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments: Department of Dental Technology, University of Umeå; 1977.
23. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics*. 1963;34(5):1475-7.
24. 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(6):1373-5.
25. 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(7):346-51.

26. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000;33(4):297-310.
27. Brantley WA, Joms, Thieme caS. *Orthodontic wires*. 2001;95.
28. 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(11):1535-40.
29. Mahesh K, Fernandes FB, Silva RJ, editors. *Ageing effects on phase transformations in NiTi alloys*. European Symposium on Martensitic Transformations; 2009: EDP Sciences.
30. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002;28(10):716-20.
31. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1451-3.
32. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2017;43(7):1157-60.
33. Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti–Ni shape memory alloys. *Shape memory alloys for biomedical applications*: Elsevier; 2009. p. 297-305.
34. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*. 1968;1(1):105-20.
35. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics*. 2013;29(1):42-54.
36. Shen Y, Zhou H-m, Wang Z, Campbell L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013;39(7):919-23.
37. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, Endodontology*. 2007;103(6):843-7.
38. Berendt CJUpA. *Inventor Method of preparing NiTinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance*. 2007.
39. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science*. 2005;50(5):511-678.
40. 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(2):125-34.

41. Viana ACD, Bahia MGdA, Buono VTL, editors. Comparison between the flexibility of three different types of rotary NiTi endodontic instruments. *Materials Science Forum*; 2010: Trans Tech Publ.
42. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002;28(8):567-72.
43. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(10):1212-6.
44. Pohl M, Heßing C, Frenzel J. Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Materials Science Engineering: A*. 2004;378(1-2):191-9.
45. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2010;36(8):1354-7.
46. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*. 2001;27(8):516-20.
47. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2005;31(12):882-5.
48. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):1003-5.
49. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1589-93.
50. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1566-71.
51. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, 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(5):469-74.
52. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1494-7.
53. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2008;34(11):1406-9.
54. 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(3):401-3.

55. Wu S, Lin H, Chou T. A study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta Metallurgica et Materialia*. 1990;38(1):95-102.
56. 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(3):253-8.
57. Braga L, Magalhaes R, Nakagawa R, Puente C, Buono V, Bahia M. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel–titanium instruments. *International endodontic journal*. 2013;46(5):458-65.
58. McKelvey A, Ritchie R. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical Materials Transactions A*. 2001;32(3):731-43.
59. Kaack M. *Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen*. Ruhr-Universität Bochum, Bochum. 2002.
60. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2018;44(4):626-9.
61. Shen Y, Coil J, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*. 2013;46(8):720-9.
62. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International endodontic journal*. 2017;50(3):303-13.
63. Jameson EC. *Electrical discharge machining: Society of Manufacturing Engineers*; 2001.
64. Bojorquez B, Marloth R, Es-Said O. Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*. 2002;9(1):93-7.
65. Singh S, Maheshwari S, Pandey P. Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials. *Journal of materials processing technology*. 2004;149(1-3):272-7.
66. Abbas NM, Solomon DG, Bahari MF. A review on current research trends in electrical discharge machining (EDM). *International Journal of machine tools Manufacture*. 2007;47(7-8):1214-28.
67. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z-j, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):961-4.
68. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research*. 2018;32.
69. 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(3):398-401.

70. Uslu G, Gundogar M, Özyurek T, Plotino G. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *J Dent Res*. 2020;14(2):2.
71. Van der Vyver PJ, Vorster M, Peters OA. Minimally invasive endodontics using a new single-file rotary system. *Int Dent–African ed*. 2019;9(4):6-20.
72. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics*. 2016;42(1):156-9.
73. Coltene. Hyflex EDM brochure. 2018.
74. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics*. 2004;30(10):722-5.
75. 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(6):434-40.
76. 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(8):789-97.
77. Boutsoukis C, Lambrianidis T. Factors affecting intracanal instrument fracture. *Management of Fractured Endodontic Instruments: Springer*; 2018. p. 31-60.
78. Peters OA. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today*. 2008;2(2).
79. 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(11):1048-52.
80. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*. 2011;37(6):758-63.
81. Wang N-N, Ge J-Y, Xie S-J, Chen G, Zhu M. Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell biochemistry biophysics*. 2014;70(2):1091-5.
82. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1971;32(2):271-5.
83. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997;23(2):77-85.
84. 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(1):40-3.

85. Marsicovetere ES, Clement DJ, Carlos E. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *Journal of endodontics*. 1996;22(5):231-5.
86. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2003;29(10):667-9.
87. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014;102(1):31-5.
88. McSpadden JT. *Mastering endodontic instrumentation*. Chattanooga, TN: Cloudland Institute. 2007:51-2.
89. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*. 2000;26(7):414-7.
90. Cheung GSJET. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. 2007;16(1):1-26.
91. 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(1):7-12.
92. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics*. 2007;33(6):712-4.
93. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2002;28(7):543-5.
94. Cheung G, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell B. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *International endodontic journal*. 2007;40(3):169-78.
95. Peters OAJJoe. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. 2004;30(8):559-67.
96. De-Deus G, Arruda T, Souza E, Neves A, Magalhães K, Thuanne E, et al. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International Endodontic Journal*. 2013;46(10):993-8.
97. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-PJJoe. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. 2002;28(6):448-51.
98. Peters OA, Peters CI, Basrani B. *Cleaning and shaping of the root canal system. Pathways of the pulp* St Louis: Mosby Elsevier. 2006;9:290-357.

99. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *Journal of endodontics*. 2008;34(7):859-62.
100. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis E. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2006;32(7):675-9.
101. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*. 1999;25(7):494-7.
102. Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2004;37(1):19-28.
103. Serene TP. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*. 1995:1-5.
104. Cheung G. Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments (PhD thesis). Hong Kong: The University of Hong Kong. 2006.
105. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of endodontics*. 1991;17(5):217-20.
106. 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(6):434-40.
107. Laszkiewicz J, Gambarini G. The effect of rotational speed on cyclic failure of ProFile. 04 taper, nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Evolutionary Dentistry*. 1998:52-8.
108. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*. 2003;36(12):883-90.
109. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005;31(3):183-6.
110. Vieira E, França E, Martins R, Buono V, Bahia M. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*. 2008;41(2):163-72.
111. Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2006;32(6):545-8.
112. Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International Endodontic Journal*. 2007;40(8):612-8.
113. Wick A, Vöhringer O, Pelton AR. The bending behavior of NiTi. *Journal de Physique IV*. 1995;5(C8):C8-789-C8-94.

114. De-Deus G, Vieira VTL, da Silva EJM, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *Journal of endodontics*. 2014;40(4):575-9.
115. Basali D. Investigating Torsional Force and Angle of Rotation to Fracture of XP-3D Shaper NiTi Rotary Files: University of Illinois at Chicago; 2019.
116. Cohen S, Hargreaves KM, Berman L. Cohen's pathways of the pulp. Mosby Elsevier. 2011:602-54.
117. 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(12):807-10.
118. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*. 2005;38(11):802-9.
119. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics*. 2009;35(10):1396-9.
120. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1469-76.
121. 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(1):55-7.
122. 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(1):61-5.
123. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, Endodontology*. 2006;102(4):e106-e14.
124. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*. 1999;32(2):115-9.
125. Palma PJ, Messias A, Cerqueira AR, Tavares LD, Caramelo F, Roseiro L, et al. Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology*. 2019;107(3):324-32.
126. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of dentistry*. 2015;12(9):636.
127. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):969-71.

128. Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser J, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *Journal of endodontics*. 1998;24(11):731-5.
129. Savage N, Walsh L. The use of autoclaves in the dental surgery. *Australian dental journal*. 1995;40(3):197-200.
130. Sarkar N, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg A. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *Journal of oral rehabilitation*. 1983;10(2):121-8.
131. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Journal of endodontics*. 2017;43(11):1847-51.
132. Stojicic S, Zivkovic S, Qian W, Zhang H, Haapasalo M. Tissue dissolution by sodium hypochlorite: effect of concentration, temperature, agitation, and surfactant. *Journal of endodontics*. 2010;36(9):1558-62.
133. Clarkson RM, Moule AJ. Sodium hypochlorite and its use as an endodontic irrigant. *Australian dental journal*. 1998;43(4):250-6.
134. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2015;41(7):1112-5.
135. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et al. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. *Odontology*. 2019;107(3):301-7.
136. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. 2015;41(7):1112-5.
137. Jamleh A, Yahata Y, Ebihara A, Atmeh AR, Bakhsh T, Suda H. Performance of NiTi endodontic instrument under different temperatures. *Odontology*. 2016;104(3):324-8.
138. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):587-93.
139. Huang X, Ackland GJ, Rabe KM. Crystal structures and shape-memory behaviour of NiTi. *Nature materials*. 2003;2(5):307-11.
140. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2018;44(10):1563-6.
141. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2007;33(5):589-93.

- 142.Arslan H, Yıldız ED, Taş G, Karataş E, Tepecik E. Effects of continuous irrigation at room temperature or+ 4°C on the cyclic fatigue resistance of K3XF instruments. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2020;14(3):153.
- 143.Riyahi AM, Bashiri A, Alshahrani K, Alshahrani S, Alamri HM, Al-Sudani D. Cyclic Fatigue Comparison of TruNatomy, Twisted File, and ProTaper Next Rotary Systems. *International Journal of Dentistry*. 2020;2020.
- 144.Gündoğar M, Uslu G, Özyürek T, Plotino G. Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium rotary files at body temperature. *Restorative Dentistry Endodontics*. 2020;45(3).
- 145.Uslu G, Gundogar M, Özyurek T, Plotino G. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *J Dent Res*. 2020;14(2):2.
- 146.Elnaghy AM, Elsaka SE, Mandorah AO. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared with different nickel-titanium rotary instruments. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):38.
- 147.Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH. Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*. 2020.
- 148.Orhan EO, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microscopy Research Technique*. 2021;84(1):62-70.
- 149.Payal H, Choudhary R, Singh S. Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. 2008.
- 150.Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*. 2006;39(10):755-63.
- 151.Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. 2012;45(7):614-8.
- 152.Kaval ME, Capar ID, Ertas H, Sen BH. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clinical oral investigations*. 2017;21(5):1527-30.
- 153.Mecholsky J, Barrett A, Jones C, Pace K, Nair U. Fractographic analysis of separated endodontic file designs. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2020;31(11):1-9.
- 154.Uygun AD. Cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE and Reciproc Blue nickel-titanium files at root canal temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2020;14(3):177.
- 155.Shen Y, Cheung GS. Methods and models to study nickel–titanium instruments. *Endodontic topics*. 2013;29(1):18-41.

156. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira Jr JF, Inojosa IF, Lopes WS, et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *Journal of endodontics*. 2013;39(4):516-20.



Ek

## Farklı NiTi Döner Eğe Sistemlerinin Diferansiyel Taramalı Kalorimetre Analizi ile Sıcaklığa Bağlı Döngüsel Yorulma Dirençleri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

ORJİNALLİK RAPORU

%**4**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**3**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**1**

YAYINLAR

%**1**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

**1**

[academicworks.livredelyon.com](http://academicworks.livredelyon.com)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**2**

[Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi](#)

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**3**

[dfd.atauni.edu.tr](http://dfd.atauni.edu.tr)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**4**

[Submitted to Recep Tayyip Erdogan University](#)

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**5**

[angora.baskent.edu.tr](http://angora.baskent.edu.tr)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**6**

[Submitted to Trakya University](#)

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**7**

[Submitted to Kocaeli Üniversitesi](#)

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**8**

[www.ftrdergisi.com](http://www.ftrdergisi.com)

İnternet Kaynağı

<%**1**

[docplayer.biz.tr](http://docplayer.biz.tr)