



**T.C.
İSTABUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

BİTİRME TEZİ

NİTİ KÖK KANAL ALETLERİNİN GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE GELİŞİMİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

AYŞEGÜL KÖSE

0801170113

DANIŞMAN: PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU

NİSAN, 2022

İSTANBUL

ÖNSÖZ

Tezimi hazırlamamda yol gösteren, benden bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu'na ve tüm öğrenim hayatım boyunca bana destek olan aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	I
ŞEKİL VE TABLOLAR LİSTESİ.....	V
KISALTMALAR LİSTESİ.....	VI
ÖZET.....	VII
SUMMARY.....	VIII
1. Giriş	1
2. Tarihçe	1
3. NiTi Alaşımlarının Genel Özellikleri	2
3.1. NiTi Alaşımının Fiziksel ve Mekanik Özellikleri	2
3.2. NiTi Alaşımının Faz Dönüşümleri	3
4. Endodontide Kullanılan NiTi Alaşımları	5
4.1. Geleneksel NiTi Alaşımı	5
4.2. M-Wire Alaşımı	5
4.3. R-Fazı Alaşımı	6
4.4. Controlled Memory (CM-Wire) Alaşımı	7
4.5. Gold ve Blue Isıl İşlem Alaşımları	8
4.6. Maxwire Alaşımı	8
4.7. T-Wire ve C-Wire Alaşımları	9
4.8. Firewire Alaşımı	9
5. Endodontik Aletlerin Tasarım Özellikleri	10
5.1. Heliks Açısı.....	10
5.2. Sarmal Yapı	10
5.3. Radyal Alan	10
5.4. Rake Açısı.....	11
5.5. Uç Tasarımı.....	12
6. Sırayla Piyasaya Sürülen NiTi Endodontik Aletler	12
6.1. Birinci Jenerasyon Eğeler	13
6.1.1. ProFile	13
6.1.2. Lightspeed	13
6.1.3. Quantec.....	14
6.2. İkinci Jenerasyon Eğeler	14

6.2.1. ProTaper	14
6.2.2. K3	15
6.2.3. Mtwo	15
6.2.4. HERO Shaper	16
6.2.5. EndoSequence	16
6.2.6. RaCe	16
6.3. Üçüncü Jenerasyon Eğeler	16
6.3.1. ProFile Vortex	17
6.3.2. Hyflex CM	17
6.3.3. Twisted File	17
6.3.4. ProFile GT Series X	17
6.3.5. X3XF	17
6.4. Dördüncü Jenerasyon Eğeler	18
6.4.1. WaveOne	18
6.4.2. Reciproc	19
6.4.3. Self-Adjusting File	19
6.4.4. Endo-EZE	20
6.4.5. SafeSider	20
6.5. Beşinci Jenerasyon Eğeler	20
6.5.1. One Shape	20
6.5.2. Revo-S	20
6.5.3. ProTaper Next	21
6.6. Diğer Yeni Eğe Sistemleri	21
6.6.1. XP Endo Shaper	21
6.6.2. EdgeCoil	21
6.6.3. TruShape	22
6.6.4. TruNatomy	22
7. NiTi Aletlerin Kinematik Özellikleri	22
7.1. Rotasyon ve Asimetrik Rotasyon Hareketi	22
7.2. Resiprokasyon Hareketi	22
7.3. Vertikal Titreşim Hareketi	23
7.4. Rotasyon ile Birlikte Resiprokasyon Hareketi	23

8. NiTi Kök Kanal Aletlerinin Paslanmaz Çeliklere Göre Avantajları	24
9. NiTi Endodontik Aletlerin Üretilmesindeki Metalürjik Gelişmeler	24
9.1. Plazma Daldırma İyon İmplantasyonu.....	24
9.2. Titanyum Oksit Kaplaması	25
9.3. Termal Nitridasyon	25
9.4. Kriyojenik İşlemler	25
9.5. Elektropolisaj	25
9.6. Elektroerozyon	26
10. Farklı Isıl İşlem Görmüş NiTi Alaşımlarından Üretilen Aletler	26
11. Farklı İşlemler Görmüş NiTi Kök Kanal Aletlerinin Başarılarının Karşılaştırılması	26
12. Sonuç	27
13. Kaynaklar.....	28
ÖZGEÇMİŞ.....	35

ŞEKİL VE TABLOLAR LİSTESİ

Şekil 1: NiTi alaşımının iki fazının görünümü

Şekil 2: NiTi alaşımının faz dönüşümleri.

Şekil 3: Geleneksel NiTi ve M-Wire'in stres-gerinim diagramı

Şekil 4: Östenit NiTi alaşımının spring-back etkisi ve martenzit NiTi alaşımının şekil hafızası

Şekil 5: Endodontik aletin öğeleri

Şekil 6: Radyal Alan

Şekil 7: Pozitif ve negatif rake açısının kesme etkinliği

Şekil 8: Eğelerin uç tasarımları

Şekil 9: ProFile eğesinin yatay kesit alanı

Şekil 10: Lightspeed eğesinin yatay kesit alanı

Şekil 11: ProTaper eğesinin yatay kesit alanı

Şekil 12: K3 eğesinin yatay kesit alanı

Şekil 13: Mtwo yatay kesit alanı

Şekil 14: Hero yatay kesit alanı

Şekil 15: Race yatay kesit alanı

Şekil 16: WaveOne'ın değişik bölgelerdeki enine kesit alanları

Şekil 17: Reciproc'un enine kesit alanı

Şekil 17: Reciproc'un enine kesit alanı

Tablo 1: NiTi alaşımı ve paslanmaz çeliğin karşılaştırılması

Tablo 2: Çeşitli işlemlerle elde edilmiş NiTi alaşımlarının bulunduğu fazlar ve bu alaşımlardan üretilen aletler

KISALTMALAR LİSTESİ

CM: Controlled Memory

EDM: Electrical Discharge Machining

SAF: Self Adjusting File

EDTA: Etilendiamin Tetraasetik Asit

ÖZET

Geçmişten bugüne kök kanallarını şekillendirme amacıyla çok çeşitli nikel titanyum aletler üretilmiştir. Her jenerasyon bir öncekinden farklı özellikler taşır ve önceki jenerasyona göre daha efektif kök kanal tedavisi yapabilme amacı ile tasarlanmıştır.

NiTi aletlerin etkinliğini pek çok farklı faktör belirler. Bu faktörler; alaşımın özellikleri ve alışıma uygulanan metalürjik işlemler, aletin fiziksel tasarım özellikleri ve kinematik özellikleridir. Bu özellikler ayrıca yapılan tedavinin başarısı açısından hayati önem taşımaktadır.

Günümüzdeki teknolojik gelişmelerle birlikte çok farklı özelliklerde endodontik aletler piyasaya sürülmektedir.

Bu tez çalışmasında, her jenerasyondaki NiTi aletlerin metalürjik, mekanik ve fiziksel özelliklerine değinilecektir.

SUMMARY

From past to the future, a wide variety of nickel titanium instruments has been introduced for root canal shaping. Each generation of instruments carry properties different from the previous generation and has been designed for more effective root canal treatment.

Many different factors play a role in the effectivity of NiTi instruments. These factors are; the properties of the alloy, the metallurgical processes applied to the alloy, the physical design properties of the instrument and the kinematic features of the instrument. These factors also play a vital role for the success of the treatment.

With the technological improvements, today, lots of endodontic instruments with different properties are being introduced.

This study summarizes the metallurgical, mechanical and physical properties of each generation of NiTi instruments.

1. Giriş

Kök kanal tedavisi, kuron ve kök pulpasının çıkarılması, kök kanal boşluğunun mekanik olarak şekillendirilmesi, kanalın dezenfeksiyonu ve kanalın koronal giriş kavitesinden apikal foramene kadar kadar hermetik bir şekilde doldurulmasıdır. [1].

Kök kanal tedavisin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisinin kök kanallarının mekanik şekillendirilmesi olduğu kabul edilir [2]. Kök kanalının şekillendirilmesi çeşitli kök kanal aletleri kullanılarak kanaldan vital, nekrotik dokuların ve enfekte dentinin uzaklaştırılması, kanalın en uygun şekilde doldurulmasının sağlanması için kanala apikalden koronale doğru genişleyen düzgün bir konik form verilmesidir. Bu işlem sonucunda bakteriyel biyofilm kaldırılır, antimikrobiyal irrigasyon solüsyonlarının ve medikamanların bakteriler üzerindeki etkilerini gerçekleştirmeleri ve kök kanallarını dezenfekte etmeleri için uygun alan sağlanır [3].

Modern diş hekimliği öncesinde dişlerin trepinasyonunda kullanılan enstürmanlar, kök kanallarının hazırlanması ve pulpanın koterizasyonu amacıyla kullanılmıştır. Daha sonra ise uzun yıllar boyunca, 20. yüzyılın sonuna kadar kök kanal preperasyonu paslanmaz çelik eğeler veya reamerlar kullanılarak yapılmıştır.

NiTi aletlerin endodontik tedavide kullanılmaya başlanması endodontide yeni bir dönemi başlatmıştır. NiTi alaşımından üretilen eğeler özellikle eğimli kanallarda hasta ve hekim için daha kısa sürede ve daha fazla konforla kök kanal preperasyonu yapılabilmesini sağlamıştır.

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında pek çok hatayla karşılaşılabilir. Özellikle dar ve eğimli kanalların şekillendirilmesi zaman alıcı ve zordur. Ayrıca bu kanalların şekillendirilmesi sırasında transportasyon, apikal zip, dirsek, basamak oluşumu, perforasyonlar, kanalın tıkanmasına bağlı çalışma boyu kaybı, kanalın düzleşmesi ve alet kırıkları gibi hatalar görülebilmektedir [4]. NiTi alaşımından üretilen kök kanal aletlerinin endodontide kullanılmaya başlanmasıyla bu sorunların azaltılması mümkün olmuştur. NiTi aletleri, paslanmaz çelik aletlere göre kanalın daha merkezinde kalmayı başararak daha düzgün preperasyon yapılmasını sağlarlar ve hataları azaltırlar. Esnek yapıları sayesinde paslanmaz çelik eğelere göre daha az basamak oluşumuna neden olurlar [5].

Paslanmaz çelik eğelere karşı bu avantajlarına rağmen, Niti alaşımlarının yine de kırılma riski vardır. Bu nedenle bu riskin azaltılması amacıyla NiTi alaşımlarının mekanik özelliklerini daha da geliştiren çeşitli özel işlemler ortaya koyulmuştur.

Gelişen teknolojiyle beraber endodontik tedavide kullanılan aletler de değişmektedir. Günümüzde birbirinden farklı tasarımlara sahip ve çeşitli metalürjik işlemlerden geçirilerek üretilen NiTi aletler piyasaya sürülmektedir.

2. Tarihçe

Endodontide nikel titanyum aletlerin kullanılmaya başlanması ve ardından döner aletlerin geliştirilmesi endodonti için yeni bir dönem başlamasına öncelik eden gelişmelerdir. NiTi alaşımının diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı ise 1971 yılında Andreasen ve Hilleman tarafından

olmuştur.. Andreasen ve Hilleman NiTi'den düşük elastik modülü, süperelastikiyet ve şekil hafızası özelliğinden faydalanarak ortodontik tel üretmişlerdir. [6]

Nikel titanyumdan endodontik aletlerin yapılma fikri ise ilk olarak 1975'te Civjan ve ark. tarafından ortaya atılmıştır. [7]

Sonrasında, 1988'de Walia, Brantley ve Gerstein ortodontik NiTi telin işlenmesiyle yapılmış olan ilk endodontik el aletlerini geliştirmişlerdir. [8]

Teknolojik gelişmelerle birlikte bu aletlerin 1958'te yayımlanan ISO standartlarına uymayan, tasarımlarında birtakım değişiklikler yapılmış versiyonları geliştirilmiştir. Bu değişiklikler heliks ve kesme açısındaki varyasyonlar, aynı alete verilen farklı koniklik açılarıdır.[9]

İlk endodontik NiTi aleti ise Dr. John McSpadden tarafından 1992 yılında tanıtılmıştır. Bundan iki yıl sonra Dr. Johnson standart koniklik açısı olmayan aletler çıkararak endodontide bir paradigmayı yıkmıştır. [9]

3. NiTi Alaşımlarının Genel Özellikleri

Şekil hafızalı alaşımlar içinde nikel-titanyum alaşımları bilimsel ve ticari alanda en çok ilgi çeken alaşım sistemi olmuştur. Bunun nedeni, alaşımın genel özelliklerinin diğerlerinden üstün olmasıdır. Bu özellikler yüksek oranda geri kazanılabilir gerinim sergilemeleri, termomekanik hareket mekanizmasının basitliği, yüksek güç/ağırlık oranına sahip olmaları, yüksek biyoyumluluk, şekil hafıza özellikleri, yüksek elektrik ve korozyon direnci olarak sıralanabilir [10].

Şekil hafızalı alaşım terimi, uygun ısı işleme maruz bırakıldığında, önceden tanımlanmış şekline ya da boyutuna dönebilme becerisine sahip metalik malzeme grupları için kullanılır. Temel olarak martenzit ve östenit olmak üzere iki farklı faza sahip olan şekil hafızalı alaşımlar martenzit fazda deforme edildikten sonra östenit faz sıcaklığına ısıtma sonucu, %8 uzamaya karşılık gelen şekil değişimlerini toparlayarak deformasyon öncesi şekline dönebilir veya östenit fazda deforme edildiklerinde %10'a varan elastik uzamalar gösterebilirler [10].

3.1. NiTi Alaşımının Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

NiTi alaşımının şekil hafıza özelliği, yorulma ömrünün ve korozyon direncinin yüksek olması alaşımın kullanım alanını yaygınlaştırmaktadır [10].

Tablo 1: NiTi alaşımı ve paslanmaz çeliğin karşılaştırılması [10]

Özellik	NiTi	Paslanmaz elik
Geri Dönüşümlü Uzama	%8	%0.8
Çekme Dayanımı	Martenzit: 103-1100 Mpa Östenit: 800-1500 Mpa	yaklaşık 760 MPa
Elastisite Modülü	Martenzit: 28 - 41 Gpa Östenit: 83 GPa	yaklaşık 193 GPa
Yoğunluk	6.45 g/cm ³	8.03 g/cm ³
Isıl Genleşme Katsayısı	Martenzit: 6.6 x 10 / °C Östenit: 11 x 10 / °C	17.3 x 10 / °C

Nikel-Titanyum alaşımların elastik uzamaları, paslanmaz çelikten yaklaşık 10 kat daha fazladır. Görüldüğü üzere, Ni-Ti alaşımların yoğunluğu paslanmaz çelikten düşüktür. Ayrıca alaşımın östenit fazda iken elastisite modülü martenzit fazdaki elastisite modülünden 3 kat daha büyük olabilir.

NiTi alaşımları şekil hafızalı alaşımlar grubundan en üstün özellikleri gösteren sistemdir. Plastik deformasyona maruz bırakılıp, uygun bir ısıl işlem sonucu, deformasyon öncesi şekline geri dönebilen metalik malzeme grubuna şekil hafızalı alaşımlar denir. şekil hafıza özelliği ve süperelastik davranış şekil hafızalı alaşımların en önemli iki özelliğidir. [11]

Metalden oluşan çoğu materyalin gösterdiği deformasyon direkt olarak uygulanan güç ile paralel artar. Buna Hooke Kanunu denir. Uygulanan güç belirli bir limiti aarsa plastik deformasyon gözlenir. Hooke Kanunu'na göre, çoğu metal alaşımı elastik limitininin %0.1- %0.2'sinden fazla elastik deformasyona uğrayabilir. Bu limiti aşan deformasyonlar, kalıcı olacaktır. Fakat NiTi alaşımları, elastik limitlerinin %8'ini aşacak şekilde güç uygulandığında, kalıcı bir değişim olmadan deforme olabilirler [11].

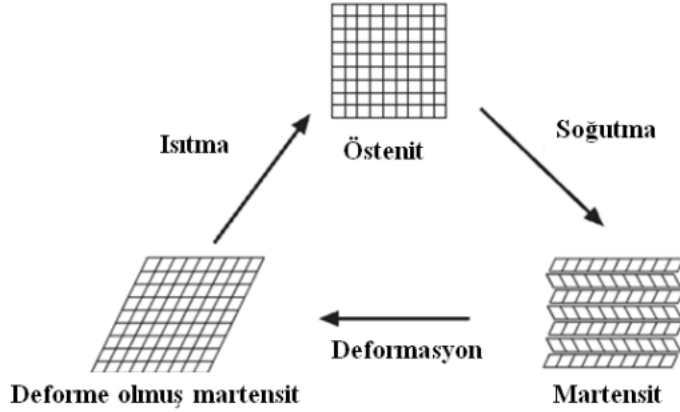
3.2. NiTi Alaşımının Faz Dönüşümleri

NiTi alaşımının mekanik özelliklerini, içindeki 3 fazın (martenzit, östenit, R-fazı) ve bu fazların görece oranları belirlemektedir. NiTi alaşımındaki fazların oranları çevre sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa getirilmesi sırasında uygulanan ısıl işleme göre farklılık göstermektedir. [12]

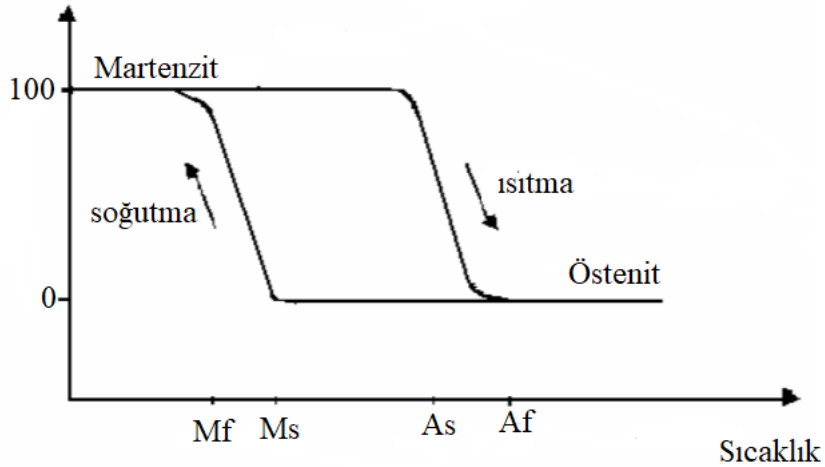
Endodonti aletlerinde kullanılan NiTi alaşımı neredeyse 1/1 oranında eşatomik olacak şekilde %56 nikel ve %44 titanyum içerir. Bu alaşım ısı veya strese bağlı olarak östenit ve martenzit olarak adlandırılan iki farklı kristal yapısında bululabilir ve şekil hafızası, süperelastisite karakteristik özelliklerini taşır. Bu özellikler ısı veya stres yüklemesi ile sağlanabilen östenit fazından martenzit fazına geçişin bir sonucu olarak oluşur. Östenit fazda kristal yapısı küp şeklindedir ve martenzitik fazda monoklinik kafes yapısındadır. Bu fazlar arası geçiş belirli koşullarda sağlanır ve dönüşümden öne eşkenar dörtgen formundaki kristal yapılı R fazına geçiş görülür. Martenzit fazın elastisite modülü (30-40 GPa), östenik fazdan (80-90 GPa) daha düşüktür, R fazının elastisite modülü ise en martenzit fazdan da düşüktür. Bu durumda martenzitik ve R fazındaki NiTi daha kolay deforme olabilirken östenik fazdaki NiTi daha güçlüdür. NiTi oda

sıcaklığında esas olarak östenit fazda bulunur. Termomekanik işlemler görmüş NiTi aletler ise değişik oranlarda martenzit faz ve R-fazı da içermektedir. [12]

Martenzit fazdan ana faza geçiş ve ana fazdan martenzitik faza geçiş bir histerizis gösterecek şekilde farklı sıcaklıklarda oluşur. Bu histerizis üzerinde sıcaklığın düşmesi ile martenzitik yapının başlangıcı; Ms, tamamen martenzitik dönüşümün gerçekleşmesi; Mf, sıcaklık artırıldığında ise östenitik yapının başlangıcı; As ve tamamen östenitik yapının elde edilmesi Af ile gösterilmektedir.



Şekil 1: NiTi alaşımasının iki fazının görünümü [13]



Şekil 2: NiTi alaşımasının faz dönüşümleri. [13]

Östenit fazdaki alaşım soğutulduğunda, dış şekli değişmeden iç yapısı martenzite dönüşür. Bu sıcaklıkta malzemeye kalıcı şekil değişimi verilir. Malzemenin ısıtılarak östenite dönüşebilmesi, malzemenin ancak ilk östenitik yapıdaki şekline geri dönmesi ile mümkün olur. Bu termomekanik değişim şekil şekil hafızası olarak isimlendirilir. [13]

NiTi alaşımasının sahip olduğu Ni/Ti oranı, alaşıma eklenen elementler ve üretim sırasında uygulanan termomekanik işlemler esas olarak fazların dönüşüm sıcaklıklarını etkilemektedir.

Martenzit fazdaki NiTi alaşımı, östenit faza göre daha yumuşak ve esnektir. Buna ilaveten, kolay bir biçimde deforme olabilir ve ısıtıldığında şekil hafızası özelliği gösterir. Martenzit fazın, yorgunluğa bağlı kırılmaya dayanıklılığının östenite göre daha üstün olduğu gösterilmiştir. McKelvey ve Ritchie [14], Shen ve diğ. [15]; östenit ve martenzit hibridi bir fazın optimum yorulma direnci olacağını düşünmüşlerdir.

4. Endodontide Kullanılan NiTi Alaşımları

Geleneksel NiTi alaşımından üretilmiş süperelastisite özelliğine sahip endodontik aletler kök kanallarının şekillendirilmesinde paslanmaz elik aletlere göre birçok avantaja sahiptirler. Ancak bu aletlerde klinik kullanım sırasında, torsiyonel kırılma veya fleksürel kırılma meydana gelebilmektedir. Bu sorunu en aza indirmek için yıllar içinde farklı geometrik tasarımlara sahip ve farklı mekanik özelliklerdeki NiTi aletler piyasaya sürülmüştür. Ancak son yıllarda alaşımın özelliklerinin geliştirilmesi üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır [12].

4.1. Geleneksel NiTi Alaşımı

Geleneksel Niti alaşımından üretilen endodontik aletler, NiTi telinin bükülmesinden ziyade bu telin makinede kesilmesiyle üretilirler. Kesme işlemi sırasında alet yüzeyinde düzensizliklerin oluşabileceği ve bu düzensizlikler nedeniyle aletin kırılma direnci, kesme etkinliği gibi özelliklerinin olumsuz yönde etkilenebileceği bildirilmiştir [16].

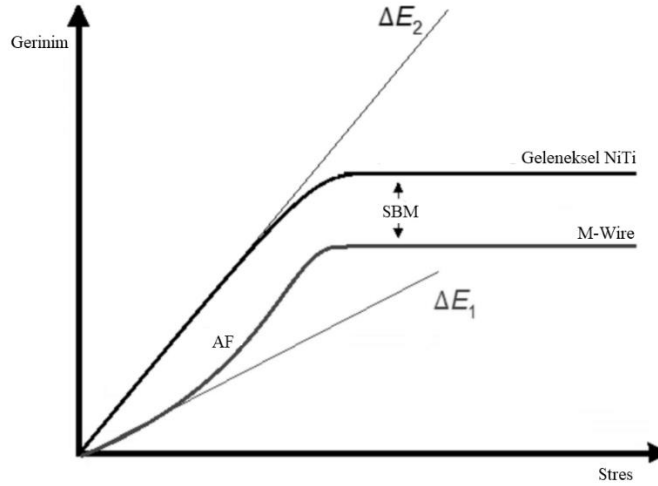
4.2. M-Wire Alaşımı

2007 yılında tescilli bir termomekanik işlem sonucunda M-Wire (Sportswire LLC, Langley, Oklahoma, ABD) geliştirilmiştir. Bu alaşımın ağırlık olarak %55,8'i Ni, %44,2'si Ti'dan geri kalanı ise eser elementlerden oluşmaktadır [12].

Johnson ve ark.ına göre M-Wire, işlenmemiş alaşımın spesifik gerilme stresi ve ısııl işleme tabii tutularak termomekanik olarak işlenmesiyle üretilen 508 nitinolden oluşmaktadır [12].

M-Wire'in östenit dönüşüm sıcaklığı, geleneksel NiTi alaşımını Af sıcaklığı ve vücut sıcaklığının üzerinde olacak şekilde 43–50 °C'dir. Buna bağlı olarak M-Wire klinik koşullarında tamamen östenitten oluşmamaktadır. M-Wire vücut sıcaklığında başlıca östenit faz olmak üzere daha az miktarda martenzit ve R-fazında da bulunur. Bu sayede M-Wire süperelastisite özelliğini korur. M-Wire'in ısısal genleşme ve büzülme katsayıları geleneksel NiTi alaşımından daha yüksektir [17].

M-Wire'in stres-gerinim eğrisinin karakteristik bir elastik-plastik değişim (akma) fenomeni gösterdiğini bulunmuştur [18]. Buna göre stres uygulanmasıyla martenzit faz oluşumdan önce R-fazı oluşur. Sonuç olarak, M-Wire'in elastisite modülü geleneksel NiTi alaşımından düşüktür [12].



Şekil 3: Geleneksel NiTi ve M-Wire'in stres-gerinim diagramı [12]

M-Wire'in elastisite modülü (ΔE_1), geleneksel NiTi'nin elastisite modülü (ΔE_2).

SBM: strese bağlı martenzit dönüşümü

AF: akma fenomeni

4.3. R-Fazı Alaşımı

2008 yılında SybronEndo (Orange, CA, ABD) tarafından özel bir üretim tekniği geliştirilmiştir ve bu teknikle Twisted File döner aletleri üretilmiştir. Twisted File'ın üretim aşaması üç yeni yöntem içerir. Bunlar: NiTi alaşımına ısısal işlem uygulanarak R-faza getirilmesi, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey kaplaması uygulanmasıdır [19].

Alaşım R-fazında iken NiTi telinin bükülmesiyle döner aletler üretilmiş, bu üretim aşamasını takiben ek ısısal işlem uygulamasıyla döner aletlerin östenit faza getirilmesi sağlanmıştır. R-fazında plastik deformasyon oluşturmak için daha az stres gerekmektedir bu sayede R-fazındaki tel bükme işlemiyle şekillendirilebilir [20].

Daha sonraki yıllarda aynı üretici firma tarafından K3XF döner alet sistemi piyasaya sürülmüştür. Twisted File'dan farklı olarak, K3XF geleneksel NiTi aletleri gibi makinede işlenerek üretilmektedir ve bu işlemin ardından R-fazı ısısal işlemine tabi tutulmaktadır. DSC analizlerine göre R-fazının östenite dönüşüm sıcaklığı (Af), 18–25 °C'dır. Buna göre bu aletler ağız ortamında çoğunlukla östenit formda bulunmaktadır.

Çeşitli çalışmalarda, R-fazının dönme yorgunluğu direncinin [21, 22, 23, 24] ve elastisitesinin [25], ısısal işlem uygulanmamış geleneksel NiTi alaşımına göre daha üstün olduğu gösterilmektedir. Artırılmış esneklik özelliği sayesinde, R-fazındaki aletlerin kullanımı, geleneksel

NiTi döner alet sistemlerine göre daha sentrik bir kanal preperasyonu yapılabilmesini sağlarken transportasyon riskini azaltmaktadır [26].

R-fazı aletlerinin dönme yorgunluğu direnci M-Wire'la benzer olduğunu belirten çalışmalar olduğu gibi, R-fazının dönme yorgunluğu direncinin daha yüksek olduğunu belirten çalışmalar da vardır [27] .

4.4. Controlled Memory (CM-Wire) Alaşımı

Controlled memory (CM) Wire (DS Dental, Johnson City, Tennessee, ABD), 2010'da tanıtılmıştır. Ne oda sıcaklığında ne de vücut sıcaklığında süperelastisite özelliği göstermeyen termomekanik işlem görmüş ilk NiTi endodontik alaşımıdır [28].

CM'nin oda koşullarında martenzit fazda bulunması sebebiyle bu aletler geleneksel NiTi aletlere göre kolayca deforme olurlar. Martenzit fazda olmalarının getirdiği diğer sonuçlar olarak daha esnek olmaları ve döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç göstermeleri beklenmektedir.

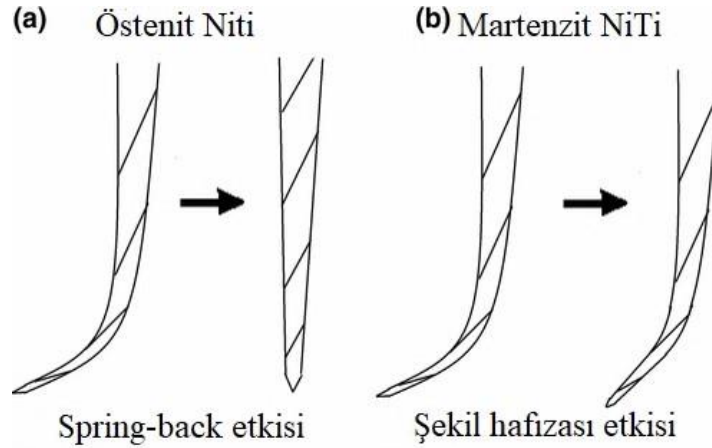
CM Wire, içinde bulundurduğu fazların oranları sayesinde şekil hafızası özelliği göstermemektedir. Buna bağlı olarak CM Wire'dan üretilmiş aletler eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında tamamen düzleşmezler ve aletler ön büküm verilerek kullanılabilir. Bu aletler Af sıcaklıklarının (47-55 °C) üzerine çıkarıldıklarında orijinal şekillerine dönmektedirler [29].

Üreticinin iddiasına göre control memory etkisi, kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında oluşan hataları azaltmaktadır. Fakat çeşitli çalışmalarda Hyflex CM'nin (Coltène/Whaledent, Altstätten, İsviçre) süperelastisite özelliği gösteren NiTi aletleriyle (geleneksel NiTi, R-fazı, M-Wire) karşılaştırıldığında kanal transportasyonu riskini azaltmadığı gösterilmektedir [30, 31, 32].

Diğer bazı çalışmalarda Hyflex CM'nin, Revo-S (Micro-Méga, Besançon, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, İsviçre) and Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ile karşılaştırıldığında daha az kök kanalı düzleşmesine sebep verdiği ortaya konulmaktadır.

Hyflex CM döner aletlerini üreten firma, 2016 yılında Hyflex EDM'i (Coltène/Whaledent, Altstätten, İsviçre) piyasaya sürmüştür. Hyflex EDM, CM-wire alaşımından üretilmiştir ve üretim aşamasında elektroerozyona tabi tutulmuştur. Bu alet, elektroerozyon ile işlenen ilk endodontik alettir. Üretici firma bu işlemin aletlerin döngüsel yorgunluğa direncini ve kesme etkinliğini artırdığını iddia etmektedir. Hyflex EDM ve oda sıcaklığında martenzit fazdadır ancak Hyflex CM'den farklı olarak içerisinde hiç östenit faz içermez, sadece martenzit ve R-fazı bulundurulur. Bunun nedeni As sıcaklığının vücut sıcaklığının üzerinde olması olarak açıklanmaktadır [33].

Hyflex CM ve EDM aletlerinin yüzey topografilerinin kök kanal preperasyonu öncesi ve sonrası üç boyutlu optikal profilometre kullanılarak incelenmesi sonucunda Hyflex CM'nin yüzeyinde daha çok değişim olduğu tespit edilmiştir [34].



Şekil 4: Östenit NiTi alaşımlarının spring-back etkisi ve martenzit NiTi alaşımlarının şekil hafızası [12]

4.5. Gold ve Blue Isıl İşlem Alaşımları

2011’de Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, ABD) tarafından geliştirilen ProFile Vortex Blue, karakteristik mavi rengeyle dikkat çekmiştir [12].

Bu aletler makinede kesilerek üretildikten sonra bir dizi ısıtma ve soğutmayı içeren termal işleme maruz bırakılmaktadırlar. Uygulanan bu özel teknoloji nedeniyle yüzeyleri, farklı renge sahip olmalarına sebep olan titanyum oksit tabakası ile kaplanmaktadır. Blue olarak tanımlanan NiTi alaşımında titanyum oksit tabakası 60-80 nm kalındığında iken Gold alaşımında bu tabakanın kalınlığı 100-140 nm’dir [12].

Günümüzde iki adet Gold ve iki adet Blue ısısal işlem görmüş NiTi sistemi bulunmaktadır. İki tanesi rotasyon (ProFile Vortex Blue, ProTaper Gold; Dentsply Sirona Endodontics), iki tanesi resiprokasyon (Reciproc Blue VDW, WaveOne Gold; Dentsply Sirona Endodontics) ile kullanılmaktadır. Bu aletler de controlled memory özelliği gösterirler ve deforme olabilmektedirler [35].

CM-Wire ile Gold ve Blue arasındaki esas fark, Gold ve Blue aletlerin özel ısısal işlemde geçmeden önce işlenmeleridir [36].

Bu aletlerin Af sıcaklığı 38.5 °C iken, Ms sıcaklığı 31 °C’dir. Buna bağlı olarak, klinik şartlarında stabil martenzit fazındadırlar [12].

Isısal işlem görmüş Blue alaşımlarının Vickers yüzey sertlik değeri M-Wire’den daha düşüktür [37].

4.6. Maxwire Alaşımı

Yakın zamanda, FKG Dentaire özel termomekanik işlemlerle işlenmiş bir NiTi alaşımı olan MaxWire’ı piyasaya sürmüştür. Bu alaşım, şekil hafızası ve süperelastisite özelliğini klinik uygulamada bir arada içeren ilk endodontik NiTi alaşımı olma özelliğini taşımaktadır. Günümüzde

MaxWire’den üretilmiş iki adet alet bulunmaktadır: XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre). Oda sıcaklığında martenzit fazda iken nispeten daha düz olan aletler, kanal içerisinde östenit faz dönüşümü göstererek daha eğimli bir şekil almaktadırlar. Buna göre, bu aletler kanal içerisine yerleştirildiklerinde şekil hafızası özelliği ve preperasyon esnasında süperelastisite özelliği taşımaktadırlar. Eğimli şeklin kompleks morfolojilere sahip kök kanallarının preperasyonunun yapılmasını sağladığı ve kanal düzensizliklerine uyum sağladığı varsayılmaktadır [12].

4.7. T-Wire ve C-Wire Alaşımları

MicroMega (Besancon, Fransa) firması tarafından T-Wire ve C-Wire olarak tanımlanan ısıtıl işlem görmüş NiTi alaşımından üretilmiş aletler piyasaya sürülmüştür. T-Wire alaşımından üretilen 2Shape (MicroMega, Besancon, Fransa) aletlerinin kırılmaya karşı direncinin, ısıtıl işlem görmemiş alaşımdan üretilen aletlere göre %40 arttığı iddia edilmektedir. OneCurve (MicroMega, Besancon, Fransa) döner aletleri ise, C-Wire alaşımından üretilmiş olup üretici firma tarafından alaşıma uygulanmış olan özel ısıtıl işlem sayesinde şekil hafızasının kontrol edilebildiği belirtilmiştir [16].

4.8. Firewire Alaşımı

EdgeEndo (Albuquerque, New Mexico, ABD) firması tarafından 2015 yılında FireWire adı verilen termomekanik olarak işlenmiş yeni bir NiTi alaşımı piyasaya sürülmüştür. Bir dizi ısıtılma ve soğutma işlemlerini kapsayan bu üretim aşaması sonucunda alaşımın daha esnek hale geldiği ve NiTi alaşımının doğal olarak bünyesinde bulunan şekil hafızası özelliğinin azaltıldığı iddia edilmektedir [16].

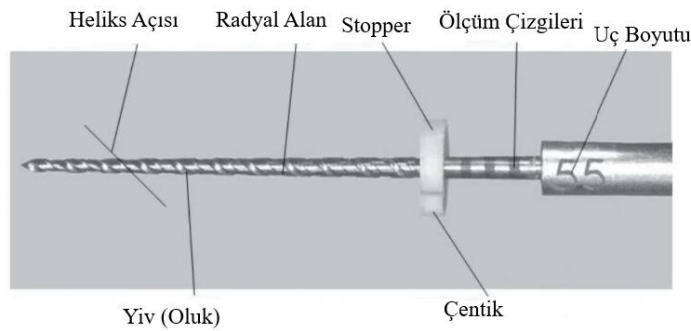
Tablo 2: Çeşitli işlemlerle elde edilmiş NiTi alaşımlarının bulunduğu fazlar ve bu alaşımlardan üretilen aletler

Alaşım	Klinik Şartlardaki Faz Bileşimi	Marka Adı
M-Wire	Büyük oranda östenit, az miktarda R-fazı ve martenzit fazı	ProTaper Next Reciproc WaveOne ProFile Vortex ProFile GT Series X
R-Fazı	Östenit	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF
CM-Wire	Büyük oranda martenzit, değişen oranlarda R-fazı ve östenit faz	Hyflex CM Typhoon CM Hyflex EDM
Gold ve Blue Isıl İşlem Alaşımları	Büyük oranda martenzit faz, değişen oranlarda R-fazı	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue

MaxWire Alaşımı	Oda sıcaklığında martenzit, vücut sıcaklığında östenit fazda	XP-endo Shaper XP-endo Finisher XP-endo Retreatment
T-Wire ve C-Wire Alaşımları		2Shape OneCurve
FireWire Alaşımı		EdgeTaper Platinum EdgeTaper Encore EdgeOne Fire

5. Endodontik Aletlerin Tasarım Özellikleri

NiTi aletlerinin tasarımları; uç boyutlarına, koniklik açılarına, yatay kesitlerine, heliks açılarına ve sarmal yapılarına bağlı olarak değişir. İlk NiTi aletler tanıtıldıktan sonra bu özelliklerin değiştirilmesiyle pek çok farklı alet piyasaya sürülmüştür.



Şekil 5: Endodontik aletin öğeleri

5.1. Heliks Açısı

Heliks açısı aletin uzun aksı ve kesici kenarı açısındaki açıdır. Sabit heliks açısı debrisin koronalde birikmesine sebebiyet verir. Bunun yanında sabit heliks açısına sahip aletler vidalama kuvvetlerine daha az direnç gösterir. Heliks açısının değişken olması ile debris daha etkin bir şekilde uzaklaştırılabilir ve vidalama etkisi azaltılabilir [9].

5.2. Sarmal Yapı

Pitch yani sarmal yapı, aletin sabit bir uzunluğundaki yiv sayısıdır. Yivler arasındaki mesafeye göre değişir. Bu mesafenin sabit olması aletin kanal içinde sıkışmasına yol açar. Bu nedenle pek çok eğe değişken sarmal yapıdadır. Sahip sarmal yapı ve sabit heliks açısı; kanalın içerisine gömülme etkisi yaratır [9].

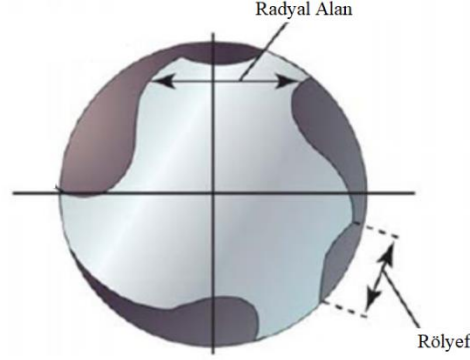
5.3. Radyal Alan

Radyal alan, iki yiv arasında bulunan düz yüzeydir. Radyal alanlar kanal duvarlarına periferde temas ederler. Kanala saplanmayı azaltırlar fakat aynı zamanda kesme etkinliğini de

azaltırlar. Radyal alan, aletin kanal içerisinde merkezde durmasını sağlayan faktörlerin başındadır. Radyal alanın diğer bir faydası ise eğenin desteklenmesidir. Eğeler güçlerini merkezlerindeki materyalin ağırlığından alırlar, radyal alanların genişliğinin artması ile periferal destek artırılabilir. Bu özellik üçüncü jenerasyondan K3 eğesinin tasarımında kullanılmıştır.

Radyal alanlar kesintili veya tam olabilirler. Tam radyal alana sahip eğelere Profile, kesintili radyal alana sahip eğelere Quantec örnek gösterilebilir. Şu ana kadar hangi radyal alanın ideal olduğu konusu tartışmalıdır. Tam radyal alan eğenin kanalın merkezinde kalmasına olanak sağlarken, kesintili radyal alan daha az sürtünme olmasını sağlar. K3 eğesi, radyal alan konusunda en özel tasarıma sahip olan eğelerden birisidir. Bu eğenin üç adet radyal alanı bulunur. İki adet kesikli ve geniş, bir adet ise daha dar tam radyal alanı vardır. Bu tasarımın faydası şudur: kesikli radyal alanları direnci minimize ederken genişlikleri eğenin gücünü artırır. Aynı zamanda üç adet radyal alanın birleşimi eğenin kanalın merkezinde tutulmasını sağlar [18].

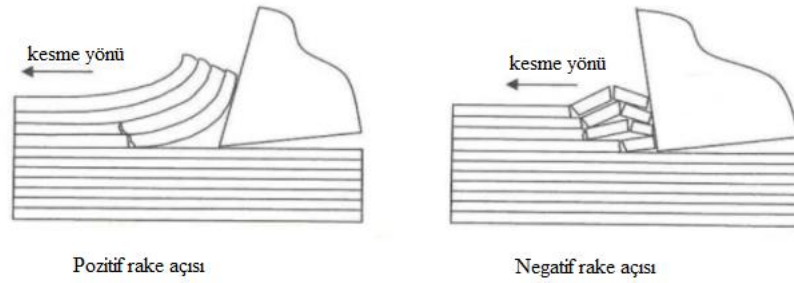
Kesmeyen bir uca sahip ve radyal alanları olan bir eğe ile kanal transportasyonu riski azaltılmış olur. Bu bilgilerle beraber, üçüncü jenerasyon eğeler radyal alanlara sahip değildirlir.



Şekil 6: Radyal Alan

5.4. Rake Açısı

Rake açısı aletin uzun aksına dik olan kesitle kesici kenarın yaptığı açıdır. Bu açı şekil 7’de gösterildiği gibi aletin kesme etkinliğini etkiler.

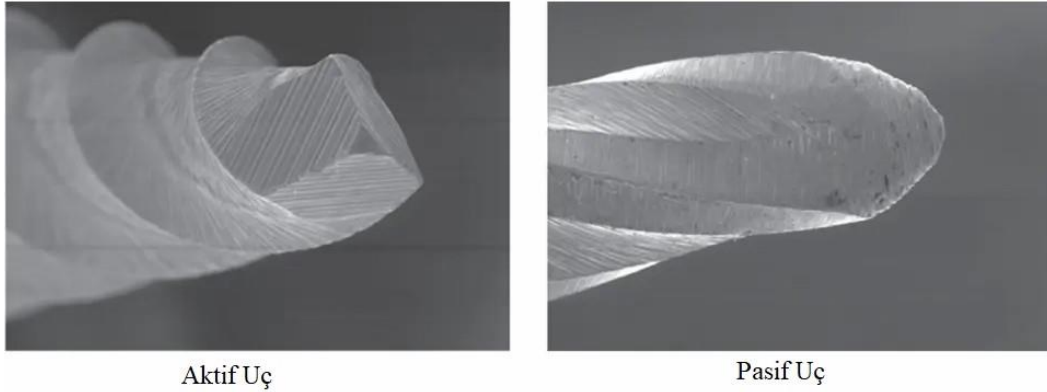


Şekil 7: Pozitif ve negatif rake açısının kesme etkinliği

Pozitif rake açısına sahip aletler negatif rake açısına sahip aletlere göre göre daha etkin kesme yaparlarken, negatif rake açısına sahip aletler kazıma etkisi yaratırlar. Endodontik aletlerin çoğu negatif veya nötral rake açılarına sahiptir. Fazla pozitif rake açısına sahip bir alet, dentinde saplanmaya ve çatlaklara sebep olur. Bu nedenle pek çok görüşe göre rake açısı hafifçe pozitif olmalıdır. Kesme etkinliği rake açısı dışında diğer tasarım faktörlerinden de etkilendiğinden dolayı ProTaper eğesi negatif rake açısına rağmen, değişken koniklik açıları ve modifiye bıçağı sayesinde etkin kesim yapabilir. K3 eğesi, üçüncü jenerasyon eğeler arasında hafif pozitif rake açısına sahip tek alettir. Bu sayede ideal kesme etkinliğine sahiptir [9].

5.5. Uç Tasarımı

Uç tasarımı ise aktif ve pasif olarak ayrılmaktadır. Aktif uçlar kesme yaparken pasif uçlar yapmazlar. Aktif uçların avantajı dar ve kalsifiye kanallara girebilme yetenekleridir. Fakat kesici uçları dolayısıyla kanal transportasyonu oluşturma riskleri pasif kesici uçlu eğelere göre çok daha fazladır. Bu nedenle pasif uç kullanımı tavsiye edilmektedir. Üçüncü jenerasyondan RaCe ve ProTaper eğeleri aktif kesici uca sahiptir. Üretici firma transportasyon riskinin olmaması için bu eğeler ile çalışma boyunca bir saniyeden fazla kalınmaması gerektiğini belirtmektedir [38]



Şekil 8: Eğelerin uç tasarımları [38]

6. Sırayla Piyasaya Sürülen NiTi Endodontik Aletler

NiTi endodontik aletlerin endodontide kullanıma başlanılmasından bu yana pek çok değişik tasarım özelliklerine, kimyasal özelliklere sahip ve farklı işlemler uygulanmış ege sistemleri piyasaya sürülmüştür. Bu bölümde sırayla piyasaya sürülen NiTi kök kanal aletleri ve onların özellikleri incelenecektir.

6.1. Birinci Jenerasyon Eğeler

Birinci jenerasyon NiTi eğeler, 1992 yılında John McSpadden tarafından piyasa sürülmüştür. Bu aletlerin taper açısı 0.2 iken daha sonra Dr. Johnson tarafından 0.4 taper açısına sahip ProFile eğeler geliştirilmiştir [3].

Bu eğelerin en önemli özelliği, pasif kesici radyal alanları ve 0.02, 0.04 ve 0.06'lık standart taper açılarıdır. Bu kategorideki başlıca aletler: LightSpeed, ProFile, Orifice Shapers ve Quantec'dir [39].

Çeşitli araştırmalarla tüm birinci jenerasyon eğelerin, merkezde kalan düzgün kök kanalları yarattığı ve işlem sırasında oluşan hatalara sebebiyetinin az olduğu gösterilmektedir [40,41]

Bu jenerasyonun eğelerindeki esas eksiklik, işlem sırasında çok sayıda eğe kullanılmasının gerekliliğidir.

6.1.1. ProFile

1994'te Dr. Johnson tarafından ProFile 0.04 olarak bilinen eğeler geliştirildi. Ardından bu eğeler 0.06 olarak da piyasaya sürüldüler. NiTi telin etrafında eşit aralıklarla U şekilli oluklar açılarak üretilmişlerdir. Her oluğun yanında işlenmemiş bir alan bulunur, bu alanlar radyal alandır. Bu düz alanlar dentine kilitlenmeyi önlerler [42].



Şekil 9: ProFile eğesinin yatay kesit alanı [42]

6.1.2. Lightspeed

1990'lı yılların başında Steve Senia ve William Wildley tarafından tasarlanan LightSpeed eğeleri; uzun, ince, keskin olmayan bir şafttan ve kısa bir anterior kesici uçtan oluşurlar. #20'den #100'e kadar boyutlarda LightSpeed eğeler mevcuttur. İnce şaftlarından dolayı bu eğelerin minimal bir tork ile kullanılmaları önerilir. Tüm LightSpeed eğeler keskin olmayan uca sahiptirler ve esneklikleriyle dikkat çekerler [43].



Şekil 10: Lightspeed eğesinin yatay kesit alanı [43]

6.1.3. Quantec

1990'ların sonunda John McSpadden tarafından tanıtılmıştır. Değişik boyutlarda, çaplarda ve koniklik açılarındaki on eğeden oluşur. Quantec pozitif kesme açısı sayesinde dentini kazımak yerine keser. Üretici firmanın iddialarına göre heliks açısı debrisin kanaldan çabuk ve etkin bir şekilde uzaklaştırılması için tasarlanmıştır ve eğenin kesici kısmı kütlesi sayesinde aletin kırılma riskini azaltır [44].

6.2. İkinci Jenerasyon Eğeler

İkinci jenerasyon eğeler piyasaya 2001 yılında çıkmıştır. Bu eğelerin önceki jenerasyondan farkları radyal alana sahip olmayan aktif kesicili tasarımlarıdır. Bu sayede kanal preperasyonu sırasında ihtiyaç duyulan eğe sayısı azalmıştır [45]. İlk jenerasyon eğelerdeki negatif rake açısı ikinci jenerasyonla yerini pozitif rake açısına bırakmıştır.

Eğelerin uzun eksenleri ve kesici kenarları arasındaki açı daha düşüktür. Bu sayede vidalama etkisi azaltılmıştır.

Bu dönemde, üreticiler alet kırılmalarının önüne geçmek ve kesme etkinliğini artırmak için aletlerin yüzeylerinin iyileştirilmesine yönelik çalışmalar yapmaya başladılar. Bunun için iyon implantasyonu ve elektropolisaj gibi teknikler kullanıldı [46].

Bu kategorideki başlıca aletler: ProTaper (Dentsply, ABD), K3 (SybronEndo, Orange, CA, ABD), Mtwo (VDW, Münih, Almanya), Hero Shaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa), RaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, ABD) [44].

6.2.1. ProTaper

Bu eğe sistemi 2001 yılında Dr. Cliff Ruddle, Dr. Pierre Machtou, Dr. John West tarafından tasarlanmıştır. Protaper eğeler, artan koniklik açılarına ve gelişmiş yiv tasarımlarına sahiptirler. Üç adet şekillendirme eğesi ve üç adet bitirme eğesinden oluşur. Yatay kesiti konveks bir üçgen şeklindedir. Bu tasarımı kanal duvarları ve alet arasındaki sürtünmeyi azaltır. Uç tasarımı ise keskin olmayan rehber uç şeklindedir. Bir eğe, farklı bölgelerinde değişken heliks açılarına sahiptir. Bu, vidalama etkisini azaltır. Piyasada ProTaper döner eğe sistemlerinin yanı sıra ProTaper el eğeleri de bulunur. El eğeleri, döner sistemler ile ulaşılabilen veya zor kanal anatomisine sahip dişlerde kullanılması için tasarlanmıştır [47].

2006 yılında, bu eğe sistemi ProTaper Universal adı altında geliştirilmiştir. ProTaper Universal sisteminde, ProTaper'dan farklı olarak bazı yatay kesit modifikasyonları vardır. Aynı zamanda ek olarak apikal preperasyon eğeleri eklenmiştir.

Daha sonra piyasaya ProTaper GOLD sistemi sürülmüştür. Bu eğelerin tasarımı ProTaper ile birebir aynıdır, farkları GOLD'da gold NiTi alaşımının kullanılmasıdır. Dentsply firmasının iddiasına göre ProTaper GOLD, ProTaper'a kıyasla üstün esneklik ve dönme yorgunluğuna karşı %50 daha fazla direnç gösterir [47].



Şekil 11: ProTaper eğesinin yatay kesit alanı [46]

6.2.2. K3

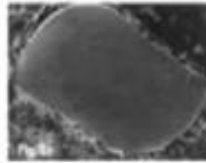
Quantec eğe sistemi; Quantec SC, Quantec LX ve ardından K3 eğe sistemi ile geliştirilmiştir. Bu eğelerin tasarımları koniklik açıları açısından ProFile ve HERO Shaper eğe sistemlerinin aynısıdır. Quantec eğeleri ve K3 arasındaki en büyük farklar; K3 eğesinin kendine özgü kesit alanıdır. Pozitif rake açısına, geniş radyal alanlara, periferal rölyef alanlarına sahiptir. Ayrıca bu eğeler üçüncü bir radyal alana ve kesmeyen uca sahiptir [48]. K3 eğesinde yapılan bu değişiklikler sayesinde daha yüksek kesme etkinliği elde edilmiştir ayrıca rölyef alanları sayesinde sürtünme azaltılmıştır.



Şekil 12: K3 eğesinin yatay kesit alanı [48]

6.2.3. Mtwo

Bu eğe sisteminde #10'dan #25'e kadar değişen dört çeşit uç boyutunda eğe bulunur. Koniklik açıları ise 0.04'ten 0.06'ya kadardır. Bu sistemle şekillendirme yapıldıktan sonra kanal #25/0.06 boyutlarında şekillendirilmiş olur. Bu aletlerin heliks açısı ise büyük çaplı olan aletlerde daha fazla, küçük çaplı olanlarda daha azdır. Bu sayede büyük çaplı aletlerde kesme etkinliği artarken küçük çaplı olanların kanalda ilerlemesi kolaylaştırılır. Heliks açıları tek bir eğede de farklılık gösterir. Bıçaklar arası mesafe ve heliks açısı aşağıdan yukarı gidildikçe artar. Mtwo R aletleri ise kök kanalına kaçırılan aletlerin çıkarılması için tasarlanmıştır ve aktif bir uca sahiptir [49].



Şekil 13: Mtwo yatay kesit alanı [49]

6.2.4. HERO Shaper

İlk olarak HERO 642 olarak tanıtılan sistem sonradan HERO Shaper olarak değiştirilmiştir. Eğelerin tasarımında ise fazla bir değişiklik yapılmamıştır. Bu eğelerin kesitleri radyal alansız bir H-file ile benzerlik gösterir. Eğelerin boyutları #20 ve #45 arasındadır ve 0.02, 0.04, 0.06'lık koniklik açılarında üretilmiştir. HERO adını İngilizce high elasticity in rotation (dönme sırasında yüksek esneklik) sözcüklerinin kısaltmasından alır. Bıçaklar arası mesafe kademeli olarak artar ve keskin olmayan bir uca sahiptir [50].



Şekil 14: Hero yatay kesit alanı [50]

6.2.5. EndoSequence

Crown-down tekniği ile kullanılmak için tasarlanmış bu eğe sistemi geleneksel olan 16 mm'lik boya ve nispeten büyük 0.04, 0.06'lık taper açlarına sadık kalmıştır. Dentin duvarlarına dönüşümlü olarak temas eden kesici yüzeyleri sayesinde fazla tork ihtiyacı azalır ve çalışma sırasında kanalın ortasında kalmayı başarır. Bu eğeler, üretimden sonra yüzeylerinin daha düzgün olmasını sağlayan bir elektrokimyasal işleminden geçerler [51].

6.2.6. RaCe

RaCe ismi reamer with alternating cutting edges (dönüşümlü keskin kenarlı reamer) kelimelerinin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Eğenin yivleri, kanala saplanma riskini azaltmak üzere tasarlanmıştır. Yatay kesitleri üçgen veya karedir. RaCe eğelerinin yüzeyi elektropolisaj işlemi ile üretilmiştir. Uçları yuvarlatılmıştır ve keskin değildir [44]. Bu eğenin değişken heliks açıları sayesinde rotasyonel torku azaltır. Aynı zamanda bu tasarım özelliği sayesinde kanalın içerisine gömülme etkisi de azaltılmıştır.



Şekil 15: Race yatay kesit alanı [44]

6.3. Üçüncü Jenerasyon Eğeler

2007 yılında üretim teknolojilerinin gelişmesi ile yeni metalürjik özelliklere sahip üçüncü nesil eğeler ortaya koyulmuştur. Bu eğelerin önceki nesillerden farkı kırılmaya ve ayrılmaya daha dayanıklı olmalarıdır. Bu eğelerin daha gelişmiş şekil hafızası, özellikle eğimli kanallarda bir avantaj olmuştur. Üretimlerinde çeşitli ısıtma ve soğutma işlemleri ve elektroerozyon işlemi kullanılmıştır. Bu işlemler sayesinde M-fazı ve ara faz olan R-fazı teknolojileri kullanılmış ve dönme yorgunluğuna direnç de artırılmıştır [20].

M-wire fazı 2007 yılında tanımlandıktan sonra bu fazın kullanımı ile üretilen ilk ticari endodontik döner eğe sistemi ProFile GT Serisi X eğeleri (DentsplyMaillefer, Bellaquies, İsviçre) olmuştur. Twisted File (SybronEndo, Orange CA, ABD), K3XF (SybronEndo), HyFlex CM (Coltene Whaledent, Altstatten, İsviçre) ve ProFile Vortex ısı teknolojisi kullanılarak üretilen diğer eğelerdir.

6.3.1. ProFile Vortex

ProFile Vortex ve klasik ProFile eğelerinin taper açıları ve apikal çap boyutlarının aynı olmasına karşın enine kesitlerindeki farklılık ayırt edici özellikleridir. ProFile eğelerde radyal alan bulunurken ProFile Vortex eğelerde bulunmaz. Radyal alanı bulunmayan eğenin, kanalı vidalama etkisinin engellenmesi için M-Wire'dan üretilen ProFile Vortex değişken heliks açısına sahiptir [28].

Vortex Blue ise M-Wire'dan yapılmıştır ve mavi rengi ile diğer eğelerden ayrılır. Bu mavi renk üretim esnasında eğenin titanyum oksit tabakası ile kaplanmasından kaynaklanır. Nispeten sert titanyum oksit tabakası sayesinde Vortex Blue eğelerinin kesme verimliliğin, aşınmaya ve kırılmaya karşı direncinin ve esneklik değerlerinin ProFile Vortex eğelere karşı daha üstün olduğu bulunmuştur [28].

6.3.2. Hyflex CM

CM Wire'dan üretilen Hyflex CM aletlerinin enine kesitleri üçgen şeklindedir. Diğer NiTi aletlere göre daha düşük oranda Nikel (%52) içerirler. CM Wire kullanılarak üretilen diğer bir eğe sistemi ise Typhoon CM'dir (Clinical'sChoiceDentalProducts, New Milford, ABD) [52].

6.3.3. Twisted File

2008 yılında SybronEndo firması, bükülerek üretilen K-tipi eğeler ve reamerların üretim tekniğine benzer bir teknikle plastik deformasyon kullanarak Twisted File eğelerini (SybronEndo, Orange CA, ABD) piyasaya sürmüştür. Bu eğeler NiTi alaşımının R-fazı ile üretilmiştir. R-fazı aletlerin bükülerek üretilmesine olanak tanır, ardından tekrar ısıtma ve soğutma işlemleri ile alet östenit formuna döndürülür [53].

6.3.4. ProFile GT Series X

2007 yılında Dentsply firması tarafından piyasaya çıkarılmıştır. Piyasaya ilk çıkan M-Wire kullanılarak üretilmiş eğe olma özelliği taşır. M-Wire'dan üretilen bu eğeler, talaş boşluğunun tasarımı sayesinde eğeleme ihtiyacını azaltarak dentinin daha etkin kesilebilmesini sağlar. Eğeler kesme sırasında kanalın ortasında kalabilirler. Bu eğe sisteminin kendisinden önce gelen GT eğe sisteminden üstünlüğü bazı çalışmalarda gösterilmiştir [54].

6.3.5. X3XF

2002 yılında SybronEndo firması tarafından piyasaya sürülen K3 eğeleri, geleneksel tormalama yöntemi ile üretilmiştir. 2011'de ise aynı firma yine K3 eğelerinin üretimindeki tormalama işlemi ile K3XF eğelerini üretmiştir. Fakat K3XF eğeleri, geleneksel NiTi alaşımı yerine R-fazı kullanılarak yapılmıştır. Bununla beraber iki eğenin de yatay kesitleri aynıdır (U şeklinde

yatay kesit). K3XF ile aynı R-fazı NiTi alaşımından yapılan diğer bir eğe sistemi ise yine aynı firma tarafından üretilen Twisted File'dır [55].

6.4. Dördüncü Jenerasyon Eğeler

Dördüncü nesil eğelere kadar olan eğeler, rotasyon hareketi ile çalışmaktaydı. Dördüncü nesil ile birlikte resiprokasyon hareketi ile çalışan eğeler kullanıma girmiştir. Bu hareket ilk defa 1950'de Fransız diş hekimi Blanc tarafından tanıtılmıştır. Resiprokasyon, saat yönüne ve saat yönünün tersine, ileri ve geri tekrarlayan hareket için tanımlanan çalışma şeklidir. Aynı zamanda bu jenerasyonla beraber eksiksiz bir temizleme ve şekillendirmenin sadece tek bir alet kullanılarak yapılması mümkün kılınmıştır [16].

İlk başka resiprokasyon hareketi 90° saat yönüne ve 90° saat yönünün tersine olmak üzere eşit açılarla kullanılmıştır. Daha sonra ise 30° gibi daha küçük açılarla çalışan sistemler de kullanılmaya başlanılmıştır. Günümüzde Endro-EZE (UltraDent) ve EndoExpress (Essential Dental Systems) 30° 'lik resiprokasyon hareketi ile çalışan sistemlerdir [16].

2008'de Yared, #25/0.08 ProTaper eğesini saat yönünde 144° ve tersi yönünde 72° olacak şekilde eşit olmayan açılarda resiprokasyon hareketi ile kullanmıştır. Bu teknik ilgi çekmiş olsa da ProTaper F2 eğesinin planlanan kullanım şekli bu değildir [16].

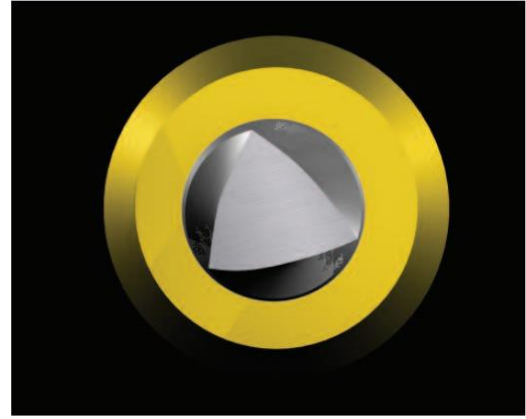
2011'de WaveOne (DentsplyMaillefer, Bellaquies, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) tek eğe sistemleri olarak çıkarılmışlardır. İki eğe sistemi de M-Wire'dan üretilmiştir.

6.4.1. WaveOne

WaveOne ikinci ve üçüncü jenerasyon eğe sistemlerinin tasarım özelliklerinin birleşimi şeklinde üretilmiştir. Saat yönünde 30° , saat yönünün tersine 150° dönerek çalışır. Üç kere saat yönüne ve tersine dönmeyi tamamladıktan sonra 360° dönmüş olacak şekilde stratejik olarak tasarlanmıştır. Bu eğe sisteminin özellikleri, daha etkin ve kolay bir şekilde kesim yaparken kanaldan debrisin daha iyi çıkarabilmesine olanak tanır. WaveOne hem tek eğelik hem tek kullanımlık bir sistemdir. Bununla beraber, çeşitli kök kanal anatomilerine ve boyutlarına uyum sağlayabilmesi için üç farklı WaveOne eğesi bulunmaktadır. Bu eğeler; Small (sarı, #21/0.06), Primary (kırmızı, #25/0.08) ve Large'dır (siyah, #40/0.08). WaveOne'ın D1-D8 arasındaki enine kesiti modifikasyonlu konveks üçgen şeklindeyken D9-D16 arasında konveks üçgen şeklindedir. Ucu ise kanallarda güvenli şekillendirme yapmayı sağlayan keskin olmayan modifiye rehber uçtur [56].



WaveOne'in D1-D8 arası enine kesiti

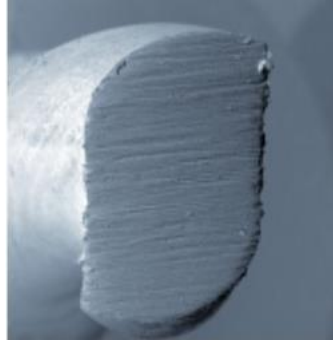


WaveOne'in D9-D16 arası enine kesiti

Şekil 16: WaveOne'in değişik bölgelerdeki enine kesit alanları [57].

6.4.2. Reciproc

WaveOne ile benzer şekilde resiprokasyon ile çalışan bir diğer eğe sistemi Reciproc döner eğe sistemi, 13 mm veya daha uzun şafta sahip olan diğer eğelere kıyasla daha kısa olan 11 mm'lik şafta sahiptir. Bu eğenin enine kesiti S şeklindedir. Saat yönüne ve tersine dönme açıları farklı değerlerdir. Eğe daha büyük açıyla dönme hareketi yaparken dentin duvarına bağlanır ve tersi yöne, daha küçük açıyla dönerken dentinden ayrılır. Bu sayede eğe, vidalama etkisi olmadan kanalda rahatça ilerleyebilir [16].



Şekil 17: Reciproc'un enine kesit alanı [16]

6.4.3. Self-Adjusting File

Self-Adjusting File (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail), 120 mm kalınlığında NiTi kafeslerden oluşan 1,5 veya 2 mm çapında sıkıştırılabilir, ince duvarlı ve abraziv yüzeyli, sivri bir silindir olarak tasarlanmış içi boş eğe sistemidir. Bu sistem hem eğe tasarımında hem de çalışma yönteminde bir yeniliktir. İçi boş olan eğeler sayesinde mekanik preperasyon esnasında aynı zamanda irrigasyon da yapılabilir. Üretici firmanın iddiasına göre, eğe kanala sokulduğunda üç boyutlu olarak kendini kanalın boyutlarına adapte edebilir. Bu eğeler ileri-geri hareket ile çalışırken dakikada 3000-5000 titreşim yapar, bu esnada özel bir irrigasyon cihazı (VATEA, ReDent-Nova), silikon bir tüp ile eğeye bağlanır ve sıvının sürekli akışını sağlar [16].



Şekil 18: SAF [16]

6.4.4. Endo-EZE

Endo-EZE eğe sistemi, giromatik angledruva ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Kanalin ortasını şekillendirmek için geliştirilen dört adet eğeden oluşur. Firma, kanalın apikal üçlüsünün şekillendirilmesi için paslanmaz çelik eğe kullanımını önerir.

6.4.5. SafeSider

Bu sistem SafeSider eğeleri ve bu eğelerle kullanılmak üzere tasarlanmış Endo Express'ten oluşur. Resiprokasyon hareketi ile kullanılan bu eğe sisteminin ayırıcı özelliği diğer eğelere nispeten daha az yivden oluşmasıdır. Bunun amacı kanal duvarlarıyla daha az temas, sonuç olarak daha az direnç ve alet kırığı istenmesidir.

6.5. Beşinci Jenerasyon Eğeler

Bu jenerasyondaki eğeler, rotasyon ve kütle merkezlerinin eğeler üzerinde alınan bir kesitte asimetric olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu tasarım sayesinde kullanım esnasında aleti uzun aksı boyunca saran bir mekanik dalga oluşur. ProTaper eğe sistemindeki değişken taper açıları gibi, bu eğe sistemindeki tasarımın da vidalama etkisinin azaltılmasını sağlar. Aynı zamanda bu tasarım sayesinde kesme işlemi ve debrisin uzaklaştırılması kütle merkezi etrafında dönen eğelere göre daha etkilidir. Bu jenerasyondaki eğeler; Revo-S, One Shape (Micro-Mega, Besançon, Fransa), ProTaper Next'dir [16].

Dördüncü jenerasyondaki resiprokasyon felsefesinin aksine, Revo-S ve One Shape eğe sistemleri devamlı saat yönüne dönme hareketi ile çalışırlar.

6.5.1. One Shape

One Shape, #25/0.06 olmak üzere sadece tek bir eğeden oluşur. OneShape tek bir eğede farklı kesit alanları barındırır. Apikal kesit alanında üç kesici uç görünürken sonraki kesit alanı apikal ve koronal kesitler arasında bir geçiş sunar, koronal kesit alanında ise iki kesici uç görünür. OneShape'in üreticisi Micro-Mega aynı zamanda tercihi apikal bitirme eğeleri de piyasaya sürmüştür. Bu tek kullanımlık NiTi bitirme eğeleri kanal şekillendirmesi bittikten sonra kanal çapının genişletilmesi amacıyla kullanılmaktadır [58].

6.5.2. Revo-S

Bu kanal aletleri geleneksel NiTi alaşımından üretilmiştir. Üçgen kesit alanına ve sabit koniklik açısına sahiptir. Revo-S eğe sisteminde kanal şekillendirme işlemi üç adet NiTi aleti

kullanılarak yapılmaktadır. Revo-S'in asimetrik kesit alanı sayesinde yılanı bir hareket yaparak ilerler ve kanallara uyumu kolaylaştırır. Bu sistem apikal preperasyon için iki eğe (SC1 ve SC2) ve rekapitülasyon için bir eğeden (SCU) oluşur [59].

6.5.3. ProTaper Next

ProTaper Next eğe sisteminin, teğede artan ve azalan taper açıları, asimetrik dönme açıları vardır. Bu sayede eğenin sadece iki noktası kanal duvarlarına aynı anda dokunur, vidalama ve taper lock etkisi, aynı zamanda debrisin kanalın lateralinde birikerek kanalı tıkama riski azaltılmış olur. Beş çeşit ProTaper Next eğesi bulunur. Bunlar; X1 (#17/0.04), X2 (#25/0.06), X3 (30/0.07); X4 (#40/0.06), X5'dir (#50/0.06). Verilen taper açıları eğenin uç kısmındaki taper açısıdır ve bu açı eğenin diğer kısımlarında sabit değildir [60].

ProTaper Next ve öncüsü ProTaper Universal Retreatment'in retreatmentteki etkinliklerini karşılaştıran bir çalışmada ProTaper Universal'ın temizleme etkinliğinin daha fazla olduğu ve gerektirdiği zamanın daha az olduğu fakat farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur [59].

6.6. Diğer Yeni Eğe Sistemleri

Günümüzde kanala şekil vermek yerine kanal anatomisine uyum sağlayan, minimal invaziv şekillendirme yapılabilmesine olanak veren ve diğer jenerasyonlara dahil olmayan eğe sistemleri geliştirilmiştir. Bunlar; XP Endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), EdgeCoil (EdgeEndo, Albuquerque, New Mexico, ABD), TruShape (Dentsply/Tulsa Dental Specialities) ve TruNatomy'dir (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, İsviçre) [16].

6.6.1. XP Endo Shaper

XP-Endo Shaper, devamlı rotasyon hareketi ile kullanılan tek bir eğe sistemidir. Bu eğe yılan şekillidir ve üçgen kesit alanına sahiptir. Apikal çapı 0.27 mm'dir ve 0.01'lik sabit taper açısı vardır. Üretiminde MaxWire teknolojisi kullanılmıştır, bu sayede süperelastisite ve şekil hafızası özelliklerini bünyesinde barındırır.

Vücut sıcaklığında, martenzit fazdan östenit faza dönüşüm gerçekleşir ve taper açısı 0.04'e çıkar [61].

Bu alet ile şekillendirme sonucunda en az #30/0.04 genişliğinde kanal elde edilir. Fakat bu genişlik aletin kanala adaptasyon yeteneğinden dolayı sabit değildir.

XP Endo Shaper'ın diğer eğe sistemleri ile kıyaslandığında daha yüksek dönme yorgunluğu direncine sahip olduğu gösterilmiştir [62].

6.6.2. EdgeCoil

Bu eğe sistemi FireWire teknolojisi ile üretilmiştir ve ters resiprokasyon hareketi ile çalışman tek eğeli bir sistemdir. Yılan benzeri yapıya sahiptir. Esnek yapısı sayesinde 90°'ye kadar eğimli kanallarda güvenle kullanılabilir. #20/0.04'ten #50/0.06'ya kadar genişletme yapılabilmesini sağlamaktadır [3].

6.6.3. TruShape

Bu eğeler Dentsply firması tarafından 2015 yılında piyasaya sürülmüştür. 21, 25 ve 31 mm uzunluğunda ve #20, #25 ve #30 boyutlarında eğeler bulunmaktadır [3].

Asimetrik tasarımı, üçgen kesit alanlı ve S şekilli yatay kesite sahip bir eğe sistemidir. Taper açısı 0.06'dır. Blue NiTi ile üretilmiştir. Asimetrik tasarımı sayesinde çalışma esnasında sadece iki noktadan dentin kanalına temas eder.

6.6.4. TruNatomy

TruNatomy; asimetrik tasarıma, yüksek elastikiyete ve regresif taper açısına sahip tek eğe sistemidir. 9.5 mm gövde uzunluğuna sahiptir. #20/0.04, #26/0.04, #36/0.03 olmak üzere üç adet eğe bulunmaktadır. Taper açıları standart değildir ve alet boyunca azalarak gider [3].

7. NiTi Aletlerin Kinematik Özellikleri

NiTi kök kanal aletlerinin geçirdiği metalürjik ve tasarımsal gelişimlerin yanı sıra kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesi esnasındaki alet kinematikleri de gelişen sistemlerle birlikte değiştirilmiştir. Bunun yanı sıra eğelerin daha efektif ve hızlı kullanılmasını sağlayan endodontik motorların da özellikleri tork kontrolünün, hızın ve yönün ayarlanabileceği şekilde değiştirilmiştir. Endodontik aletlerin torkları, hızları ve kinematik özellikleri aletlerin kırılmaya gösterdikleri direnci ve daha başarılı, etkin bir kök kanal şekillendirmesi yapılmasını etkiler.

7.1. Rotasyon ve Asimetrik Rotasyon Hareketi

Hülsmann ve diğ.'ne göre [61] rotasyon hareketinin ilk kullanılması Oltramare tarafından olmuştur. NiTi endodontik aletlerin geliştirilmesi ile pek çok döner alet piyasaya çıkarılmıştır.

Son zamanlarda, asimetrik rotasyon hareketi sunulmuştur. Asimetrik rotasyon hareketi, endodontik motorun özelliklerinden ziyade eğenin kütle merkezinin asimetrik olmasından kaynaklanır. Yani eğenin tasarım özellikleri ile asimetrik rotasyon hareketi elde edilir. Bu şekilde asimetrik olarak çalışan eğeler 5.5. bölümde bahsedildiği gibi beşinci jenerasyon eğelerden bazılarıdır.

Asimetrik rotasyon hareketi ile çalışan ProTaper Next aletlerinin kanaldan daha az debris çıkışına yol açtığı bulunmuştur. Bunun nedeni aletin kesit alanı sayesinde dentin kanalı ve alet arasında oluşan boşluğun debrisin korondan çıkışının daha kolay olmasıdır. Yine bu hareket ile çalışan eğelerin, kendilerinden daha büyük koniklik açılara sahip fakat rotasyon ile çalışan eğelere göre ortalama aynı miktarda dentin kaldırdıkları bulunmuştur [63]. Bu, aynı dentinin kaldırılmasına rağmen daha küçük yani daha esnek aletlerin kullanabilmesine olanak verir. Asimetrik rotasyonun diğer bir özelliği ise dönme yorgunluğunun azalmasıdır. Bu hareket sayesinde stres aletin farklı noktalarında olduğu için direnç artar.

7.2. Resiprokasyon Hareketi

Resiprokasyon hareketi, ilk olarak 1964 yılında tanımlanmıştır. Fakat yaygın olarak kullanıma başlanması NiTi alaşımının ve endodontik motorların endodonti alanına giriş yapmasıyla olmuştur. Resiprokasyon hareketinde alet saatin ters yönünde dönerek dentin

duvarlarına bağlanma/kesme etkisi uygular, ardından saat yönünde dönerek dentin duvarlarından ayrılır. Dentini kestiği yönde dönme açısı, ters yöndeki dentinde ayrılma açısından büyüktür; bu sayede apekse doğru olan ilerleme kolaylaştırılmış olur. Resiprokasyon hareketi, aletin kullanım süresini kısaltarak metal yorgunluğunu azaltır ve debris çıkışının kök kanallarından uzaklaştırmasını kolaylaştırır. Önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi, resiprokasyonun kullanımı dördüncü jenerasyon eğeler ile yaygınlaşmıştır.

Bu temellere dayanarak WaveOne ve Reciproc System eğeleri geliştirilmiştir. İki ege sistemi de angldrüva ile kullanılan ve ayarlanabilen bir endodontik motor ile beraber kullanılır. İki sistemde de resiprokasyon açıları ayarlanmıştır ve değiştirilemez. Reciproc System saat yönünün tersine 150° ve saat yönüne 30° dönerek 300 rpm hızda çalışır. WaveOne ise saat yönünün tersine 170°, saat yönüne 50° döner ve 350 rpm hızıyla çalışır. Resiprokasyon hareketi, aletlerin dönme yorgunluğu direncine etkiler. Bu nedenle resiprokasyon açılarının doğru olması klinik önem taşır. Ek olarak; bu aletler saat yönünün tersine dönerken kesme uygularlar, bu sayede eğer ki hekim resiprokasyon hareketi ile çalışan bir motor ile saat yönünde çalışan bir ege veya saat yönünde çalışan bir motor ile resiprokasyon hareketi ile çalışan bir motoru birlikte kullanmaya çalışırsa alet kanalda kesme yapmaz [64].

Resiprokasyon hareketinin debrisin uzaklaştırılmasına etkileri ile ilgili yapılan çalışmalar birbiri ile çelişen sonuçlar göstermektedir. Resiprokal eğelerin yorgunluk dirençleri daha yüksektir, kesme etkinlikleri daha yüksektir. Fakat resiprokasyon ve rotasyon eğelerin başarılarını kıyaslayan çalışmalarda yakın başarı değerleri bulunmuştur [64].

7.3. Vertikal Titreşim Hareketi

SAF sistemi vertikal titreşim ile çalışır. Dentin kanallarını hafif abraziv kafes yapısı ile aşındırır ve bu sırada sürekli irrigasyon yapar.

Bu sistemin rotasyona kıyasla daha az stres oluşturduğu ve dentin duvarlarında daha az çatlağa neden olduğu çalışmalarda gösterilmiştir. NaOCL ve EDTA ile birlikte kullanıldığında, kanalın bütününde neredeyse tamamen smear tabakasını kaldırır. Çapar ve diğ.'nin yaptığı çalışmaya göre [65] bu sistem ile kalsiyum hidroksit medikamanı, retreatment esnasında gutta perka, bakteriler ve smear tabakasının kaldırılması kolaylaşmıştır.

7.4. Rotasyon ile Birlikte Resiprokasyon Hareketi

SybronEndo tarafından 2013 yılında tanıtılan endodontik motor hem resiprokasyon hem rotasyon hareketi ile çalışır. Alet stres altında değilken saat yönüne 600° döner, durur ve tekrar saat yönüne döner. Dentin kanalına bağlandığında oluşan stres ile beraber resiprokasyon hareketi yapmaya başlar. Kanal içi strese bağlı olarak resiprokasyon açıları değişir. Bu hareket ile resiprokasyon ve rotasyon hareketlerinin avantajları birleştirilmeye çalışılmıştır. Çalışmalara göre bu hareketin rotasyon hareketine kıyasla kanal içi materyalleri çıkarmada daha başarılı olduğu ve dönme yorgunluğu direncini artırdığı gösterilmiştir [65].

8. NiTi Kök Kanal Aletlerinin Paslanmaz Çeliklere Göre Avantajları

Nikel-titanyum alaşımlarının geri dönüşümlü uzaması paslanmaz çelikten yaklaşık 10 kat daha fazladır. Alaşımların yoğunluğu, paslanmaz çeliğin yoğunluğundan daha düşüktür. [6] Bu, NiTi aletlerin kök kanal anatomisine daha iyi uyum göstermesini sağlar.

NiTi kök kanal aletleri geleneksel paslanmaz çelik aletlere göre kök kanalının anatomik formuna daha uyumlu biçimde daha hızlı şekillendirme yapılmasını sağlarlar.

NiTi aletler kullanılarak şekillendirilmiş kanallarda daha düzgün koniklik açısı görülürken kanal transportasyonu riski azalmıştır [66].

Paslanmaz çelik ile NiTi el aletlerinin ve döner aletlerin karşılaştırılması ile yapılan bir çalışmada elde edilen sonuçlara göre; NiTi döner aletler ile çalışma boyu daha çok korunmuştur, apikal transportasyon daha az yapılmıştır, NiTi el aletlerinde deformasyon ve kırılma gözlenmemiştir [67].

Yeni jenerasyon eğeler, eğenin plastik veya elastik deformasyona uğradığının anlaşılmasını sağlar. Controlled memory NiTi eğeler, şekillendirme işlemi boyunca anatomik formuna uyarlar. Bir direnç veya tıkanıklık durumunda, ege kesit alanının şeklini değiştirerek bu stres bölgelerini atlayabilir. Kullanım sonrası, otoklavlama gibi ısısal işleme maruz bırakıldığında ege orijinal şekline geri döner. Eğer ki eğenin tekdüze spiral yapısı geri kazanılamıyorsa, bu eğenin plastik deformasyona uğradığını ve daha fazla kullanılmaması gerektiğini gösterir. İlk bakışta çıplak gözle ve deneyimsiz hekimler tarafından bile aletin plastik deformasyona uğradığını gözlemlemek mümkündür. Klinik kullanımda CM eğelerin avantajlarından diğeri de ön eğim verilerek kullanılabilirlerdir. Bu sayede daha konservatif bir şekillendirme yapılabilir. Aynı zamanda bu eğeler, yüksek esneklikleri ve dönme yorgunluğuna dirençleri sayesinde kırılmaya daha dayanıklıdır [9].

9. NiTi Endodontik Aletlerin Üretilmesindeki Metalürjik Gelişmeler

Endodontik aletlerdeki yorgunluğa bağlı kırılmaların çoğu yüzeyden başlar ve yüksek stres veya yüzey düzensizliklerinin varlığında görülür. Bu bölümde alet kırılmalarının önüne geçebilmek ve aletlerin kesme yeteneğini artırmak için NiTi yüzeyini iyileştirme amacıyla uygulanan işlemlere değinilecektir.

9.1. Plazma Daldırma İyon İmplantasyonu

Plazma daldırma iyon implantasyonu (Plasma immersion ion implantation, PIII), Conrad ve diğ. ve Tendys ve diğ. tarafından 1980'lerin sonunda, metallerin mekanik ve kimyasal yüzey özelliklerini modifiye etmek için geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu işlemin sonunda ürün elle temasa gerek kalmadan iyonlar ile kaplanmış olur [68].

Çeşitli araştırmalarda PIII ile alaşımların süperelastik özelliğini etkilemeden başarılı sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir. Gavini ve diğ.'nin yaptığı çalışmada nitrojen iyon implantasyonu ile NiTi döner aletlerinin dönme yorgunluğuna direncinin artırıldığı gösterilmiştir. Rapisarda ve diğ. ise iyon implantasyonu ile kesme etkinliğinin ve aşınmaya direncin arttığını göstermişlerdir.

9.2. Titanyum Oksit Kaplaması

Nikel ile karşılaştırıldığında, titanyumun oksijene afinitesi daha yüksektir. Buna bağlı olarak, ortalama sıcaklıklarda NiTi'da oluşan oksit tabakası çoğunlukla titanyum dioksittir. Bu titanyum dioksit tabakasının endodontik aletlerin mekanik davranışları ve NaOCl ile korozyona karşı dirençleri üzerindeki etkilerini inceleyen bir çalışmada, bu tabakanın kesme etkinliğini ve korozyona direnci artırdığı bulunmuştur [69].

Aletlerin sol-jel yöntemi kullanılarak esnek bir titanyum dioksit tabakası kaplanmasının korozyona ve yorgunluğa direnci ve kesme özelliklerini iyileştirdiği sonucuna varılmıştır [70].

9.3. Termal Nitridasyon

Termal nitridasyon yöntemi NiTi üzerinde TiN oluşturur. Bu modifiye edilmiş yüzey ince bir TiN dış tabakasından ve onun altında daha kalın bir Ti₂Ni tabakasından oluşur. İnce TiN tabakasının %5.25 NaOCl ile temas ettirilen NiTi aletlerdeki korozyon direncinin arttırdığı gösterilmiştir [71].

9.4. Kriyojenik İşlemler

Bu işlem; metallerin yıpranmasını ve abrazyonlarını azaltmak; korozyona direncinin, mikrosertliğinin ve gücünün artmasını sağlamak için kullanılır. Alaşımın kristal yapısını değiştirmeden sadece yüzeyinde değil aletin tüm kesitinde etkili olduğu gösterilmiştir. Metal - 196 °C'lik soğuk bir banyoya maruz bırakıldıktan sonra oda sıcaklığında yavaşça ısıtılır. Yapılan çalışmalara göre kriyojenik işlem görmüş aletlerin daha yüksek mikrosertlik değerlerine sahip olduğu ve dönme yorgunluğu dirençlerinin arttığı gösterilmiştir [72].

Diğer bir çalışmaya göre ise bu işlem görmüş aletlerin kesme etkinlikleri artmış fakat aşınmaları üzerinde bir değişimin olmadığı gösterilmiştir [73].

9.5. Elektropolisaj

Elektropolisaj (elektroparlatma, EP), metallerin üretimi sırasında uygulanan bir yüzey işlemidir. Bu işlem sonucunda yüzeydeki materyal denetimli bir şekilde uzaklaştırılması ile daha düzgün ve parlak bir yüzey elde edilir. NiTi aletlerinin üretiminde bu işlem; yüzey düzensizliklerinin giderilmesi, bileme aşamasında oluşan çatlakların ve rezidüel stresin eliminasyonu için kullanılır [74]. Bu sayede kırılmaya direnç, kesme etkinliği ve korozyon direnci artar.

EP sırasında yüzey kimyası ve morfolojisi değiştirilir, yüzeydeki kusurlar çözünmüş metal iyonları olarak uzaklaştırılır. Bir çalışmada EP işlemi uygulanmış aletleri dönme yorgunluğu direncinin arttığı ve buna daha az oranda torsiyonel kırılmaya direncin arttığı gösterilmiştir [74]. Ayrıca, EP'in faydalarının nedeninin stres birikim noktası olarak rol oynayan ve buna bağlı olarak çatlakların ilerlemesine sebep olan yüzey düzensizliklerinin giderilmesi olduğu düşünülmüştür [75]. Diğer bir çalışmada NiTi aletlerin düşük dönme yorgunluğunun nedeninin torsiyonel kırılmaya dirençlerinin az olması olduğu bulunmuş ve bunun EP ile iyileştirilmediği belirtilmiştir [76]. Son zamanlarda yapılan bir çalışmada ise EP işlem görmüş aletlerin yüzey çatlaklarının düzensiz veya zikzak çizecek şekilde ilerlerken, EP uygulanmamış aletlerde ise çatlakların

yivlerinden yayıldığı gösterilmiştir. Bu şekilde EP işlemi görmüş aletlerin dönme yorgunluğu direncinin daha fazla olduğu bulunmuştur [70].

9.6. Elektroerozyon

Elektroerozyon (electrical discharge machining (EDM)), üründen istenen materyalin kaldırılmasını sağlayan bir işleme yöntemidir [65]. EDM işleminde materyale doğrudan temas etmek gerekmez. Bunun avantajı olarak geleneksel öğütme işlemindeki mekanik stres oluşmaz [77].

EDM sonucunda materyalde krater benzeri bir yüzey oluşur, bu yüzeyin klinikte birden fazla kullanımdan sonra bile aletin bütünlüğünü bozmadığı gösterilmiştir [78].

Hyflex CM ve Hyflex EDM eğeleri ile eğimli kök kanallarının preperasyonu sonrasında eğelerin yüzey topografilerinin üç boyutlu optikal profilometre kullanılarak karşılaştırılması sonucunda EDM eğelerinin daha az yüzey değişimi gösterdiği bulunmuştur [79].

10. Farklı Isıl İşlem Görmüş NiTi Alaşımlarından Üretilen Aletler

Isıl işlemlerin amacı NiTi'nin faz değişim sıcaklıklarını değiştirerek yorgunluk direncinin iyileştirilmesini sağlamaktır. Geleneksel süperelastik NiTi aletler oda sıcaklığında ve vücut sıcaklığında östenit fazdadırlar. Östenit fazın sert yapısı bu aletlerin eğimli kanallarda kullanımlarını kısıtlar [29]. Isıl işlemler sayesinde NiTi'deki iç stresler elimine edilmiş olur ve faz değişim sıcaklıkları yükselmiş olur. Böylece klinik ortamında martenzit fazı elde edilir.

Martenzit faz ile aletler daha esneklikleri ve yorgunluk dirençleri artmış olur. Alaşım, martenzit dönüşümünü gerçekleştirirken R-fazı esnasında bir ısıtma işlemi uygulanır. Son zamanlarda, üreticiler özel bir ısıtma işlemi ile değişik klinik koşullarda bile stabil martenzit fazında bulunan NiTi alaşımı elde etmişlerdir. Günümüzde üç tür ısıtma işlemi görmüş NiTi alaşımı vardır; M-wire, R-fazı ve CM wire. Bu alaşımların özelliklerine 3. bölümde değinilmiştir.

Isıl işlemler önceden sadece aletlerin üretiminden önce alaşıma uygulanırdı. Son zamanlarda, üretimden sonra da uygulanmaya başlandı. Üretimden sonra ısıtma işlemi gören aletlerden birisi K3XF'dir.

11. Farklı İşlemler Görmüş NiTi Kök Kanal Aletlerinin Başarılarının Karşılaştırılması

Thompson [80], Kuhn [81], Johnson ve diğ. [82] ve Gutmann ve Gao [83] tarafından yapılan çalışmalar; tasarım özellikleri ile beraber, alaşıma uygulanan ısıtıl işlemin türünün esnekliği önemli ölçüde etkileyerek aletin niteliğini değiştirdiği fikrini destekler.

Lopes ve diğ. [84], geleneksel NiTi, M-Wire ve R-fazından yapılan endodontik aletlerin kıyaslandığı bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, ProFile Vortex'in (M-Wire) esneklik ve alet yorgunluğu açısından diğer fazlardan üretilen aletlere göre daha iyi işlemediği gösterilmiştir. Bunun nedeninin aletin tasarımı ve boyutları olduğu düşünülmüştür.

Shen ve diğ. [85], CM eğelerin daha esnek ve yorgunluğa daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir.

Lopes ve diğ. [86], 2016 yılında ProFile Vortex Blue, ProFile Vortex (M-Wire), RaCe (geleneksel NiTi) eğelerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, ProFile Vortex Blue eğelerinin daha yüksek esneklik, yorgunluk direnci ve torsiyonel direnç gösterdiği bulunmuştur. Kontrollü hafıza özelliği gösteren NiTi eğelerinin eğimli kök kanallarında kullanımının avantajlı olabileceği sonucuna varılmıştır.

Diğer bazı çalışmalarda geleneksel NiTi ve M-Wire alaşımlarından üretililen aletlere kıyasla tüm Gold ve Blue ısıtıl işlem görmüş alaşımlardan üretilen aletlerin daha yüksek elastisiteye ve yorgunluk direncine sahip olduğu gösterilmiştir [87].

Sadece Hyflex EDM'in dönme yorgunluğu direncinin ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue'ya kıyasla daha yüksek olduğu gösterilmiştir [88].

Çeşitli çalışmalarda, elektropolisajın mikroçatlakların oluşumunun engellenmesinde etkili olmasa da; mikroçatlakların ve yüzeydeki artıklarının elektropolishing ile azaltılabileceğini gösterilmektedir [88].

Çoğu çalışmada elektropolisaj işlemi uygulanmış aletlerde dönme yorgunluğu direncinin, uygulanmamış aletlere göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir [89].

12. Sonuç

Teknolojik gelişmelerle beraber pek çok farklı NiTi alet geliştirilmiştir. Gelişen aletlerle beraber daha kısa zamanda daha etkin bir kök kanal tedavisi yapılması mümkün kılınmıştır. NiTi aletlerin kök kanalı şekillendirmede paslanmaz çeliklere göre neredeyse her konuda üstündürler ve NiTi aletler daha iyi bir tedavi imkanı sunarlar. Fakat tüm avantajlarına rağmen NiTi aletlerde alet kırılması riski hala bir sorun teşkil etmektedir. Aynı zamanda kanal transportasyonu, apeksten debris taşması, dentinde çatlak oluşumu gibi riskler de her zaman için vardır. Bu risklerin aşılması için aletlerde koniklik açısı, heliks açısı, rake açısı, sarmal yapı, uç dizaynı gibi fiziksel özellikler; metalürjik özellikler ve kinematik özellikler değiştirilerek ortaya yeni aletler sunulmaktadır.

Piyasaya her geçen gün sürülen değişik özellikteki aletler, kanal tedavisini daha kısa sürede ve daha etkin yapılma imkanı sunsa da henüz ideal bir şekilde yani mükemmel kök kanal tedavisi sağlayan bir alet yoktur. Her aletin avantajları olduğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte bu dezavantajların aşılması için çalışılmaktadır.

13. Kaynaklar

1. KARATAŞ E., 2014, Farklı kök kanal şekillendirme sistemlerinin dentin çatlağı oluşturmadaki etkinliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, 3-4.
2. STAVILECI M., HOXHA V., GÖRDUYSUS Ö., TATAR I., LAPERRE K., HOSTENS J., KÜÇÜKKAYA S., BERISHA M., 2013, Effects of preparation techniques on root canal shaping assessed by micro-computed tomography, *Med Sci Monit Basic Research*, 19: 163-168
3. KOÇAK S., KOÇAK M.M., 2020, Genişletmeden şekillendirmeye, Küçükay E.S. Editör, Endodontide Döner Alet Sistemleri-Hangi Sistem, Nerede, Neden?, 1. baskı, Ankara: Türkiye Klinikleri, p: 1-8
4. TAŞDEMİR T., AYDEMİR H., 2006, Kök Kanal Preperasyonunda Kullanılan Aletlerin Gelişim Süreci, *GÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23 (1), 47-53
5. KÜÇÜKKAYA E.S., NAGAS Z.E., 2021, Endodontik tedavide kök kanal şekillendirilmesine bağlı başarısızlıklar ve çözümleri, *Endodontide Başarısızlıklar ve Çözümleri*, 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri, p.8-18
6. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971 Jun;82(6):1373-5.
7. CIVJAN S, HUGET EF, DESIMON LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975 Jan-Feb;54(1):89-96.
8. WALIA HM, BRANTLEY WA, GERSTEIN H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988 Jul;14(7):346-51.
9. GIULIO, 2018, Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art., *Brazilian Oral Research*, 32(1).
10. AYDOĞAN Ö., 2009, Elektron demeti buharlaştırma yöntemiyle üretilmiş NiTi ince şekilli filmlerin fazlarının ve faz yapılarının belirlenmesi, Yüksek lisans tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.
11. NEMAT-NESSER S., GUOW.G., 2006, Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures, *Mechanics of Materials*, Volume 38 (5–6) 463-474.
12. J. ZUPANC, VAHDAT-PAJOUH N., SCHÄFER E., 2018, New thermomechanically treated NiTi alloys – a review, *International Endodontic Journal*, 51 (10), 1088-1103
13. DİLİBAL S., 2005, Nikel titanyum şekil bellekli alaşım üretimi ve şekil bellek eğitimi, Doktora Tezi, 15-20
14. McKelvey A.L., Ritchie R.O., 2001, Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol, *Metallurgical and Materials Transactions A* 32A, 731–43.
15. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M (2013a) Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 39, 163–72.
16. Işık V., Nikel titanyum döner aletlerin metalürjik gelişimi, Küçükay ES, editör. Endodontide Döner Alet Sistemleri-Hangi Sistem, Nerede, Neden? 1. Baskı, Ankara, Türkiye Klinikleri, 2020, 13-20
17. PEREIRA ESJ., GOMES RO., LEROY AMF., SINGH R., PETERS OA., BAHIA MGA., BUONO VTL., 2013 Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments, *Dental Materials*, vol: 29, 12, 318-324

18. Pereira E.S., Peixoto I.F., Viana A.C., 2012, Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments, *International Endodontic Journal* 45, 469–74.
19. Larsen C.M., Watanabe I., Glickman G.N., He J., 2009, Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 35, 401–3.
20. Hou X., Yahata Y., Hayashi Y., Ebihara A., Hanawa T., Suda H., 2011, Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 44, 253–8.
21. Gambarini G., Grande N.M., Plotino G., 2008, Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics* 34, 1003–5.
22. Larsen C.M., Watanabe I., Glickman G.N., He J., 2009, Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 35, 401–3.
23. Kim H.C., Yum J., Hur B., Cheung G.S., 2010, Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 36, 147–52.
24. Pedullà E., Grande N.M., Plotino G., Pappalardo A., Rapisarda E., 2011, Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics* 37, 1139–42
25. Gambarini G., Gerosa R., De Luca M., Garala M., Testarelli L., 2008, Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 105, 798–800
26. El Batouty K.M., Elmallah W.E., 2011, Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 37, 1290–2.
27. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F (2012) Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics* 38, 667–9.
28. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M (2012) Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 38, 1535–40.
29. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M (2011a) Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 37, 1566–71.
30. Kumar BS, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattanshetty KS, Prasad S (2013) An in-vitro evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary nickel titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless steel hand K-flexofiles by using spiral computed tomography. *Journal of International Oral Health* 5, 108–15.
31. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E (2014) Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal* 47, 470–6.

32. Marceliano-Alves MF, Sousa-Neto MD, Fidel SR, et al. (2015) Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal* 48, 1129–36.
33. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of Nickel-titanium Alloys in Endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 2017 Nov 1;18(11):1090-1096
34. (Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K (2018) Comparison of alterations in the surface topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM nickel-titanium files after root canal preparation: a Three-dimensional optical profilometry study. *Journal of Endodontics* 44, 115–9.)
35. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G (2014b) Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 40, 1451–3.
36. Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG (2015) Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics* 41, 67–71.
37. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D (2012) Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics* 38, 398–401.
38. JORDAN L., BRONNEC F., MACHTOU P., 2021, Endodontic Instruments and Canal Preparation Techniques, *Endodontic Materials in Clinical Practice*
39. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. *Endod Topics*. 2013;29:3–17. [[Google Scholar](#)]
40. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of 04 and 06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J*. 1999;32:155–64. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
41. Hata G, Uemura M, Kato AS, Imura N, Novo NF, Toda T, et al. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and flex-R endodontic instruments in simulated canals. *J Endod*. 2002;28:316–21. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
42. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*. 2004 Apr;30(4):234-7.
43. Dent Clin N Am 48 (2004) 113–135 The LightSpeed System Fred Barbakow, BDS, HdipDent, MSc (Med) Department of Preventive Dentistry, Periodontology and Cariology, School of Dentistry, University of Zurich, Plattenstrasse 11 CH-8028, Zurich, Switzerland 114-115
44. GARCIA AH., NAVARRO LF., PUY MCL., CARDELLS EZ., 2008, Cutting efficiency evaluation of Quantec Series 2000 orifice openers with computed tomography (CT), *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13(8): 516-22
45. Kuzekanani M. Nickel-Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2018 Sep-Oct;8(5):386-390. doi: 10.4103/jispcd.JISPCD_225_18. Epub 2018 Aug 6. PMID: 30430063; PMCID: PMC6187886.
46. HAAPASALO M., SHEN Y., Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future, *Endodontic Topics*, 29, 3-14.
47. MANUAL PROTAPER: DIRECTIONS FOR USE Clifford J. Ruddle DDS March 2007 1.sayfa

48. Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am.* 2004 Jan;48(1):137-57.
49. Kuzekanani M., L.J. Walsh, Ali Y.M., 2009, Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs ProTaper instruments, a lab comparison, *Indian Journal Of Dental Research*, 20 (3), 268-270
50. Pentelescu, C., Colceriu, L., Pastrav, O., Culic, C., & Chisnoiu, R. (2015). In vitro evaluation of root canal preparation with two rotary instrument systems - Pro Taper and Hero Shaper. *Clujul medical (1957)*, 88(3), 395–402.
51. KURTZMAN G.M., 2007, Simplifying endodontics with EndoSequence rotary instrumentation, *Journal of the California Dental Association*, 35(9), 625-8
52. CAICEDO R., CLARK S.J., 2012, HyFlex CM rotary files: An excellent innovation for endodontic treatment, *Endodontic Practice*, 4, 10-17
53. AYDIN C., İNAN U., GÜLTEKİN M., 2012, Comparison of the shaping ability of Twisted Files with ProTaper and RevoS nickel-titanium instruments in simulated canals, *Journal Of Dental Sciences*, 7(3), 283-288.
54. Kramkowski TR, Bahcall J., 2009, An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod.*, 35(3):404-7.
55. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, et al. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38:222–5
56. PAWAR A., KOKATE S., 2013, *Single reciprocating file system WaveOne – a clinical review*, *Clinical Dentistry Mumbai*, 11-15.
57. Liang, Y., Yue, L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *Int J Oral Sci* 14, 12 (2022).
58. GERNHARDT C.R., 2013, Liang, Y., Yue, L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *Int J Oral Sci* 7(3), 211-216
59. BOZKURT D.A., KEÇECİ A.D., 2020, Revo-S ve Lightspeed-LSX döner sistem eğelerinin aşırı eğimli kök kanallarındaki etkinliğinin araştırılması, *Selcuk Dent J*, 7, 174-179
60. ÖZYÜREK T., ÖZSEZER-DEMİRYÜREK E., 2017, Kök Kanal Tedavisi Yenilenmesi Sırasında ProTaper Next ve ProTaper Universal Retreatment Sistemlerinin Güta-Perka Uzaklaştırma Etkinliği, *J Istanbul Univ Fac Dent* 51(2), 12
61. BAYRAM H. M., BAYRAM E., OCAK M., UYGUN A. D., ÇELİK H.H., 2017, Effect of ProTaper gold, self-adjusting file, and XP-endo shaper instruments on dentinal microcrack formation: a micro-computed tomographic study, *Journal of Endodontics*, 43(7) 1166–1169.
62. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM (2005) Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 10, 30–76.
63. Diemer F, Michetti J, Mallet JP, Piquet R (2013) Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics* 39, 829–32.
64. Plotino G, Ahmed H, Grande N, et al. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part II: Properties and Effectiveness. *Journal of Endodontics*. 2015;41(12):1939–1950.

65. Çapar ID, Ozcan E, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge HA (2014d) Effect of different final irrigation methods on the removal of calcium hydroxide from an artificial standardized groove in the apical third of root canals. *Journal of Endodontics* 40, 451–4.
66. HAAPASALO M., SHEN Y., Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future, *Endodontic Topics*, 29, 3-14.
67. SCHAFER E., SCHLUZ-BONGERT U., TULUS G., 2014, Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.*, 30:432–5.
68. KRISHNA P.P., BEENA R.G., BHARANI D.P., 2010, A comparison of root canal preparations using stainless steel, Ni-Ti hand, and Ni-Ti engine-driven endodontic instruments – an in vitro study, *Bangladesh Journal of Medical Science* 9(4), 229
69. GENÇER G.M., 2010, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Plazma Daldırma İyon İmplantasyonu (PIII) Yöntemi ile Demir Dışı Metallerin Nitritlenmesi.
70. AUN D.P., PEIXOTO I.F., HOUMARD M., BUONO V.T., 2016, Enhancement of NiTi superelastic endodontic instruments by TiO₂ coating, *Materials science & engineering C, Materials for biological applications* 68, 675-680.
71. SRIVASTAVA S., 2018, Current Strategies in Metallurgical Advances of Rotary NiTi Instruments: A Review, *Journal of Dental Health Oral Disorders & Therapy*, 9(1), 75-79.
72. GEORGE G.K., SANJEEV K., SEKAT M., 2011, An in vitro evaluation of the effect of deep dry cryotreatment on the cutting efficiency of three rotary nickel titanium instruments., *J Conserv Dent* 14(2), 169-172.
73. VINOTHKUMAR T.S., MIGLANI R., LAKSHMINARAYANANAN L., 2007, Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 33(11), 1355-1358.
74. ANDERSON ME, PRICE JW, PARASHOS P (2007) Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 33(10): 1212-1216.
75. CHEUNG G.S., SHEN Y., DARVELL B.W. ,2007,Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite?, *Journal of endodontics* 33(10), 1217- 1221.
76. LOPES H.P., ELIAS C.N., VIEIRA V.T., MOREIRA E.J., MARQUES R.V., 2010, Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments., *J Endod* 36(10): 1653-1657.
77. Singh S., Maheshwari S., Pandey P.C., 2004, Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials, *Journal of Materials Processing Technology* 149, 272–7.
78. Pirani C., Iacono F., Generali L., 2016, HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments, *International Endodontic Journal* 49, 483–93.
79. Uslu G., Özyürek T., Yılmaz K.,2018, Comparison of alterations in the surface topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM nickel-titanium files after root canal preparation: a Three-dimensional optical profilometry study, *Journal of Endodontics* 44, 115–9.

80. THOMPSON S.A., 2000, An overview of nickel-titanium alloy used in dentistry., *Int Endod J* 33(4), 297-310.
81. KUHN G., TAVERNIER B., JORDAN L., 2001, Influence of Structure on NickelTitanium Endodontic Instruments Failure. *J Endod* 27(8), 516-520.
82. JOHNSON E., LLOYD A., KUTLLER S., NAMEROW K., 2008, Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of Profile 25/.04 rotary instruments., *J Endod* 34(11), 1406-1409.
83. GUTMANN J.L., GAO Y., 2012, Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 45(2), 113-128.
84. LOPES H.P., GAMBARRA- SOARES T., ELIAS C.N., 2013, Comparison of the mechanical properties of Rotary instruments made of conventional nickeltitanium wire, M- Wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *J Endod* 39(4), 516-520
85. SHEN Y., QIAN W., GAO Y., HAAPASALO M., 2012, Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 38(3), 376-380.
86. LOPES H.P., LOPES W.S.P., VIEIRA V.T.L., ELIAS C.N., CUNHA R.S., 2016, Evaluation of the Flexibility, Cyclic Fatigue, and Torsional Resistance of Rotary Endodontic Files Made of Different Nickel-Titanium Alloys, *Int J Dentistry Oral Sci.* S8:001, 1-5
87. Gündoğar M., Özyürek T., 2017, Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments, *Journal of Endodontics* 43, 1192–6.
88. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG (2006) Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 102, e106–14.
89. Anderson ME, Price JW, Parashos P (2007) Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 33, 1212–6.

ÖZGEÇMİŞ

20 Eylül 1999 tarihinde Ankara’da doğdum. İlkokul ve ortaokulu Kadir Rezan Has İlköğretim Okulu’nda tamamladım. 2017 yılında Burak Bora Anadolu Lisesi’nden mezun oldum ve aynı yıl İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans eğitimime başladım.