

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NİTi DÖNEN ALETLERİN KÖK KANALLARININ
HAZIRLANMASI ESNASINDA OLUŞAN METAL
YORGUNLUKLARININ ARAŞTIRILMASI

Ömer BİLİCİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Feridun ŞAKLAR

2009-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Endodonti Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 29/ 01/ 2009

Prof. Dr. Feridun ŞAKLAR
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı

Prof. Dr. Berna ARSLAN
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı

Prof. Dr. Aylin KALAYCI
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı

Prof. Dr. Sis DARENDELİLER YAMAN
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı

Prof. Dr. Ahmet SERPER
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	vii
Resimler	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Eğeler	4
1.2. Nikel-Titanyum Alaşımlara Genel Bakış	6
1.2.1. Nikel-Titanyum Alaşımın İlk Kullanımı	7
1.2.2. Nikel-Titanyum Alaşımların Metalürjileri	7
1.2.3. Nikel Titanyumun Yapısı	8
1.2.4. Stres Bağımlı Martenzitik Transformasyon	10
1.2.5. Nitinol Alaşımın Tel Olarak Üretimi	15
1.3. Endodontide NiTi enstrümanlar	17
1.3.1. NiTi Kök Kanal Enstrümanlarının Yapılışı	19
1.4. Yorgunluğun Tarihçesi	22
1.4.1. Endodontik Kök Kanal Aletlerinde Yorgunluk	24
1.5. Çalışmamızda kullandığımız Ni-Ti Enstrümanlar	26
1.5.1. HeroShaper	26
1.5.1.1. Sarı Seri (Kompleks Vakalar)	28
1.5.1.2. Kırmızı Seri (Orta Zorluktaki Vakalar)	28
1.5.1.3. Mavi seri (kolay vakalar)	29
1.5.2. ProTaper	30
1.5.2.1. Şekillendirici Enstrümanlar	32
1.5.2.2. Bitirme Enstrümanları	33
1.5.2.3. ProTaper Enstrümanlarla Preparasyon Aşamaları	33
1.5.3. RaCe™ (Reamer with Alternating Cutting Edge) (Reamer ve Dagalı Kesme Kenarı)	34
1.5.3.1. Kolay ve Orta Zorluktaki Kanallarda Easy RaCe kullanımı	35
1.5.3.2. Zor Kanallarda Xtreme RaCe Kullanımı	36
1.6. Konu ile İlgili Araştırmalar	37
1.7. Amaç	41
2. GEREÇ VE YÖNTEM	43
2.1. Model Oluşturulması	43
2.2. Şekillendirme	44

2.3.	Fleksural Yorgunluğun Değerlendirilmesi İçin Deney Düzenekinin Hazırlanması	47
2.4.	Grupların test edilmesi	48
2.4.1.	Deney Grupları	48
2.4.2.	Kontrol Grupları	49
2.5.	Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi	49
3.	BULGULAR	50
3.1.	Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Değerlendirilmesi	66
3.1.1.	HeroShaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları	66
3.1.1.1.	HeroShaper Deney Grubu Bulguları	66
3.1.1.2.	HeroShaper Kontrol Grubu Bulguları	68
3.1.2.	ProTaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları	70
3.1.2.1.	ProTaper Deney Grubu Bulguları	70
3.1.2.2.	ProTaper Kontrol Grubu Bulguları	73
3.1.3.	RaCe Deney ve Kontrol Grubu Bulguları	76
3.1.3.1	RaCe Deney Grubu Bulguları	76
3.1.3.2.	RaCe Kontrol Grubu Bulguları	78
3.2.	Deney Grubu ve Kontrol Grubu Enstrümanların İkilili Karşılaştırılması	81
3.2.1.	HerosShaper Enstrümanları Gruplar Arası Karşılaştırılması	81
3.2.2.	ProTaper Enstrüman Gruplar Arası Karşılaştırılması	82
3.2.3.	RaCe Enstrüman Gruplar Arası Karşılaştırılması	82
4.	TARTIŞMA	84
5.	SONUÇ VE ÖNERİLER	101
	ÖZET	105
	SUMMARY	106
	KAYNAKLAR	107
	ÖZGEÇMİŞ	115

ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren NiTi dönen enstrümanlar benim için ilgi çekici bir konu olmuştur. Daha sonra tez danışmanım Prof. Dr. Feridun ŞAKLAR'la görüşerek tez konumun NiTi enstrümanlarla ilgili bir tez olmasına karar verdik. Tezimin konusu ve sonuçları ile endodontik alanda bizlere yardımcı olması amacı ile NiTi dönen enstrümanların metal yorgunluklarını araştırdık. Bulgularımızın ve sonuçlarımızın diş hekimlerine ve uzmanlara endodontik alanda yardımcı olacağına inanıyoruz.

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım süresince ilgisini ve desteğini daima hissettiğim, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle eğitimimde ve çalışmalarımda beni yönlendiren saygı değer hocam, tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Feridun ŞAKLAR'a, eğitimime başladığım andan itibaren bana her türlü emeği geçen Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Lale ZAIMOĞLU'na, Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine, araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma şükranlarımı sunarım. Deneysel çalışmalarım ve bulgularımın değerlendirilmesinde hiçbir yardımı esirgemeyen Gazi Üniversitesi İstatistik Bölümüne ve ODTÜ Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Şekil Bellekli Alaşımlar Bölümüne teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında sevgilerini benden esirgemeyen, maddi ve manevi desteklerini sürekli yanımda hissettiğim annem Sayın Şaziye BİLİCİ'ye, babam Sayın Mehmet BİLİCİ'ye, ablalarım Sayın Zerrin ve Zühal BİLİCİ'ye ve abilerim Sayın Faruk Ziya ve Orhan Veli BİLİCİ'ye ailelerine sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak gerek lisans gerek doktora eğitimim ve tez çalışmalarımın her aşamasında gösterdikleri özveri ve katkılarından dolayı Dt. Cem DEMİR'e, Prof. Dr. Erhan ÖZDİLER'e, Kemal EVCI'ye, Mert ÖZDİLER'e, Dr. Dt. Serhat Emre ÖZKIR'a, Dt. Tolgahan EDEBAL'a, Tülay YASUK'a ve Dr. Dt. Vural HALILOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	Derece
°C	Santigrat Derece
cm	Santimetre
ml	Mililitre
mm	Milimetre
NaOCl	Sodyum hipoklorit
NiTi	Nikel titanyum
%	Yüzde
.0X	%X
No	Numara
Ark.	Arkadaşları
rpm	Revolution per minute
CNC	Computer Numerical Control

ŞEKİLLER

Şekil 1.1:	Martensitik transformasyon tablosu ve süper elastik davranış	9
Şekil 1.2:	NiTi alaşımın martensitik transformasyon ve şekil hafıza etkisinin diyagramatik sunumu	9
Şekil 1.3:	NiTi alaşımın şekil hafıza etkisinin diyagramatik sunumu	11
Şekil 1.4:	NiTi transformasyon fazı	12
Şekil 1.5:	NiTi süper elastik alaşım ve Paslanmaz çeliğin gerilme davranışı ve elastik deformasyon mekanizması	13
Şekil 1.6:	NiTi alaşımın süper elastisite etkisinin diyagramatik sunumu	13
Şekil 1.7:	NiTi alaşımların faz diyagramı	14
Şekil 1.8:	Basınç-gerilme eğrisi : paslanmaz çelik ve nikel titanyum	15
Şekil 1.9:	NiTi tel üretim şeması	15
Şekil 1.10:	HeroShaper enstrümanlarda helezonik aç	27
Şekil 1.11:	HeroShaper zor kanallarda kullanım şeması	29
Şekil 1.12:	HeroShaper orta-zor kanallarda kullanım şeması	29
Şekil 1.13:	HeroShaper kolay kanallarda kullanım şeması	29
Şekil 1.14:	ProTaper enstrümanlarının taper değişimlerini gösteren diyagram	32
Şekil 1.15:	ProTaper şekillendirici enstrümanların uç çapları ve değişen taper yapıları	33
Şekil 1.16:	ProTaper bitirme enstrümanların uç çapları ve değişen taper yapıları	33
Şekil 1.17:	ProTaper enstrümanlar ile preparasyon şeması	34
Şekil 1.18:	a) RaCe enstrüman uzunlukları ve kesici kenar uzunlukları b) Açık kartı	35
Şekil 1.19:	Easy RaCe enstrüman kiti	36
Şekil 1.20:	Easy RaCe şekillendirme sıralaması	36
Şekil 1.21:	Extreme RaCe enstrüman kiti	37
Şekil 1.22:	Xtreme RaCe şekillendirme sıralaması	37
Şekil 3.1:	HeroShaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması	55
Şekil 3.2:	HeroShaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması	55
Şekil 3.3:	ProTaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması	60

Şekil 3.4:	ProTaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması	60
Şekil 3.5:	RaCe deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması	65
Şekil 3.6:	RaCe deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması	65

RESİMLER

Resim 2.1.: Plastik fantom modeller ve deneyde kullandığımız model örneği	44
Resim 2.2: Rubber-dam uygulanmış simülasyon hasta	45
Resim 2.3.: Deney Düzeneneği	48

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1:	HeroShaper enstrüman grubu kullanım şekli	46
Çizelge 2.2:	ProTaper enstrüman grubu kullanım şekli	46
Çizelge 2.3:	RaCe enstrüman grubu kullanım şekli	47
Çizelge 3.1:	HeroShaper deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	51
Çizelge 3.2:	HeroShaper deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	52
Çizelge 3.3:	HeroShaper kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	53
Çizelge 3.4:	HeroShaper kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	54
Çizelge 3.5:	ProTaper deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	56
Çizelge 3.6:	ProTaper deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	57
Çizelge 3.7:	ProTaper kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	58
Çizelge 3.8:	ProTaper kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	59
Çizelge 3.9:	RaCe deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	61
Çizelge 3.10:	RaCe deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	62
Çizelge 3.11:	RaCe kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri	63
Çizelge 3.12:	RaCe kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri	64
Çizelge 3.13:	HeroShaper deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	67
Çizelge 3.14:	HeroShaper deney grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları	67
Çizelge 3.15:	HeroShaper deney grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri	67
Çizelge 3.16:	HeroShaper deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	68
Çizelge 3.17:	HeroShaper deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	68

Çizelge 3.18:	HeroShaper kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	69
Çizelge 3.19:	HeroShaper kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları	69
Çizelge 3.20:	HeroShaper kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri	69
Çizelge 3.21:	HeroShaper kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	70
Çizelge 3.22:	HeroShaper kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	70
Çizelge 3.23:	ProTaper deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	71
Çizelge 3.24:	ProTaper deney grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum tur değerleri	72
Çizelge 3.24:	ProTaper deney grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum tur değerleri	72
Çizelge 3.26:	ProTaper deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	72
Çizelge 3.27:	ProTaper deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	73
Çizelge 3.28:	ProTaper kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	74
Çizelge 3.29:	ProTaper kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları	74
Çizelge 3.30:	ProTaper kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri	75
Çizelge 3.31:	ProTaper kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	75
Çizelge 3.32:	ProTaper kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	75
Çizelge 3.33:	RaCe deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	76
Çizelge 3.34:	RaCe deney grubuna ait ortalama tur değerleri ile minimum ve maksimum değerleri	77
Çizelge 3.35:	RaCe deney grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri	77
Çizelge 3.36:	RaCe deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	77

Çizelge 3.37:	RaCe deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	78
Çizelge 3.38:	RaCe kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri	79
Çizelge 3.39:	RaCe kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları	79
Çizelge 3.40:	RaCe kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri	80
Çizelge 3.41:	RaCe kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	80
Çizelge 3.42:	RaCe kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	80
Çizelge 3.43:	HeroShaper enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları)	81
Çizelge 3.44:	ProTaper enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları)	82
Çizelge 3.45:	RaCe enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları)	83

1. GİRİŞ

Klinik olarak endodonti, cerrahisi ile birlikte birçok tedavi şeklini içine almaktadır. Ancak, kök kanal tedavileri ve pulpa tedavileri şüphesiz ki en önemli kısmını oluşturmaktadır. Bu sayede hastalar kendi doğal dişlerini estetik ve fonksiyon olarak ağızlarında koruyabilmektedirler (Himel ve ark., 2006. s: 233-289). Bu da klinik endodontik tedavilerde tedavi stratejilerini ön plana çıkarmaktadır. Özellikle kök kanallarını temizleme ve şekillendirme işlemleri önemli bir rol almaktadır. (Jou ve ark., 2004)

Temizleme ve şekillendirme işlemlerinin biyolojik unsuru tüm pulpa dokusunun, bakterilerin ve endotoksinlerinin kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasıdır. Bu nedenle kök kanal sisteminin mekanik genişletilmesi endodontik tedavinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır (Saunders, 2005).

K tipi eğe ve K tipi reamerlar dentini kesme işleminde kullanılan en eski enstrümanlardır. K tipi eğe ve reamer 1900'lerin başında fabrikasyon olarak üretilmiştir. Kök kanal tedavisinde 1960'lı yıllardan itibaren karbon çelik kök kanal enstrümanları kullanılmaktaydı. Daha sonra bunların yerini sterilizasyondan ve solüsyonların korozyonundan daha az etkilenmeleri nedeniyle paslanmaz çelik enstrümanlar almışlardır. Genel olarak kök kanal boşluğunun temizlenmesi ve şekillendirilmesi işlemleri paslanmaz çelik turnerf, el eğeleri ve reamerlar ile gerçekleştirilmektedir. Üretici firmalar zamanla eğri kanallarda kullanıma yönelik daha esnek ve uç kısmı kesmeyen fleksi eğeler üretmişlerdir (Serene ve ark., 1995;

Schäfer, 1997; Darendeliler; 2002). Birçok çalışmada eğri kök kanallarının paslanmaz çelik enstrümanlarla preparasyonu sırasında, çalışma boyu kaybı, basamak ve apikal transportasyon gibi istenmeyen problemlerin ortaya çıktığı gösterilmiştir (Weine ve ark., 1975; Al-Omari ve ark., 1992a-b; Hülsmann ve ark., 1997).

1980'lerde ise manyetik olmayan tuz ve suya dayanıklı nikel-titanyum (NiTi) alaşımların diş hekimliğine kazandırılması ile NiTi el ve dönen enstrümanları kullanıma sunulmuştur. NiTi el aletleri paslanmaz çelik eğelere oranla daha esnek olmalarına rağmen kesme etkinlikleri daha azdır. Ancak daha agresif kesme özellikleri olan NiTi enstrümanlar da geliştirilmiştir (Serene ve ark., 1995; Darendeliler, 2002). NiTi enstrümanlar eğri kök kanallarında paslanmaz çelik enstrümanlara göre kök kanal anatomisini koruyarak zip ve perforasyon riskini azaltmaktadır (Serene ve ark., 1995; Versümer ve ark., 2002; Gulabivala ve Stock, 2004 s: 135-172; Schäfer ve ark., 2004; Saunders, 2005; Nagaratna ve ark., 2006).

NiTi el aletlerinden sonra NiTi dönen enstrümanlar üretilmeye başlanmıştır. Bunlar paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha kısa sürede kök kanalını şekillendirerek hem hekime hem de hastaya zaman kazandırmaktadır (Serene ve ark., 1995; Anderson ve ark., 2007; Matwychuk ve ark., 2007).

Eğim olmayan kanallarda bükülme olmadığı için NiTi dönen enstrüman teorik olarak sonsuza kadar dönebilecektir. Eğri kanallarda ise NiTi enstrümanlar döngüsel yorgunluk (flexural) ve uygulanan tork sebebiyle

ya da enstrümanın kök kanalında sıkışması sonucu (torsiyonel) kırılabilirler. Enstrümanlardaki yorgunluk kırılması üç aşamada meydana gelir:

I. aşama; üretim sırasında (işlemede, cnc tezgâhında, işleme sonrası paketlemede) yüzeyde meydana gelen ve çatlak inisiyasyonu (başlangıcı) adı verilen yüzey düzensizlikleridir.

II. aşama; inisiyasyon noktası materyalin uygulanan strese dayanamaması nedeniyle yüzey haline döner.

III. aşama; belirlenmiş bir açı ile bükülen eğenin her dönüşünde metalde fleksural stres oluşur. Bir süre sonra metal kırılabilir.

Herhangi bir açıda kök kanalı içinde eğe bükülecek olursa her dönüşte esneyecektir. Artan açı esneme noktalarında artan bir stres oluşturarak her esneme de çatlak bölgesini provoke edebilecektir. Dolayısıyla hasar oluşum süresi kök kanal eğimi ile de ilişkili olmaktadır. (Kitchens ve ark., 2007). Güncel bir çalışmada Li ve arkadaşları (2002) NiTi eğelerin eğri kanallarda kullanımında kanal eğiminin artışının kırılma sürecini hızlandırdığını göstermişlerdir.

Enstrüman belirli bir eğimle sabit bir pozisyonda tutulduğunda ve dönmeye devam ettirildiğinde enstrümanın eğim dışındaki kısmı gerilirken eğimli bölgedeki kısmı sıkışmaktadır. Eğri kanallarda bu tekrarlayan gerilme-sıkışma döngüsü zamanla döngüsel yorgunluğa sebep olmakta ve enstrüman kırılmasında önemli bir rol almaktadır (Sotokawa, 1988; Pruett ve ark., 1997; Gambarini ve ark.; 2001).

Preparasyon esnasında kanalın eğimi, kök veya kanalların birleşimi ya da ayrılmaları gibi karşılaşılabilecek zorluklar iyi bilinmelidir. Bu unsurlar alet kırılması için risk faktörü oluşturmaktadır. Bu sebeple temizleme ve şekillendirme işlemleri kök anatomisinden etkilenmektedir. Ne yazık ki kök kanal anatomisindeki farklılıklar kanal tedavisinin başarısını önemli şekilde etkilemektedir (Al-Omari ve ark., 1992b; Craveiro ve ark., 2002; Peters ve ark. 2003).

1.1. Eğeler

El ile kullanılan enstrümanların tümü genel olarak eğe adı ile bilinir. K tipi eğe ve K tipi reamerlar dentini kesme işleminde kullanılan en eski enstrümanlardır. İlk mekanik dönen eğe düz piyano telinden döndürme ile eğe formunun verilmesi şeklinde üretilmiştir. Kerr Manufacturing Co. tarafından 1900'lerin başında K tipi eğe (K-file) ve K tipi reamer (K-reamer) olarak fabrikasyon üretimi gerçekleştirilmiştir (Darendeliler, 2002; Himel ve ark., 2006. s: 233-289).

K-file ve K-reamer aynı aşamalardan geçerek üretilmektedir. Üç ya da dört köşeli eşkenar, düz yüzeyli bir telin artan derinlikte yüzeyler oluşturacak şekilde taper'lı hale getirilmek üzere sabit halde tutulması ve bir yönde spiraller oluşturacak şekilde döndürülmesi ile elde edilir. Yüzey ve spiral sayısı üretilecek enstrümanın reamer ya da eğe oluşuna göre değişir. Eğe reamera göre uzunluk başına daha fazla yiv içerir. Bu işlem genelde reamer için üçgen tel, eğe içinse dörtgen tel kullanılarak

gerçekleştirilir. Bu işlemler sırasında sertleştirilmiş çelik kullanılır (Schäfer, 1997; Gulabivala ve Stock, 2004 s:135-172).

Başlangıçta kök kanal enstrümanları karbon-çelik'ten üretilmekteydi. Ancak, kimyasallar (iyodin, klorin gibi) ve buhar sterilizasyonu belirgin korozyona sebep olmaktaydı. Sonraları paslanmaz çeliklerin kullanımı enstrümanların kalitesini önemli ölçüde artırmıştır. Günümüzde ise nikel-titanyum enstrümanların üretimi endodontide büyük kolaylık sağlamıştır (Schäfer, 1997; Darendeliler, 2002; Küçükay ve ark., 2004 s:11-38).

K tipi enstrümanlar, kök kanalına girmek ve kök kanalını genişletmek için uygun enstrümanlardır. Enstrüman dentin yapısını sararak sıkıştırma ve gevşeme mantığı ile işlev görür. Genelde reaming hareketi eğeleme hareketine göre daha az apikal transportasyona sebep olur. K tipi paslanmaz çelik enstrüman isteğe bağlı olarak transportasyonu azaltmak ve girişi hızlandırmak amacıyla önceden eğimlendirilebilir (Villalobos ve ark., 1980; Schäfer, 1997; Himel ve ark., 2006. s: 233-289).

ISO standartlarında kök kanal enstrümanları farklı uzunluklarda olmalarına rağmen hepsinin kesici kenar uzunluğu 16 mm'dir. Her eğenin uç kısmındaki çapı D1 olarak adlandırılır. Sapa en yakın kesici kenar 16 mm'dedir ve çapın en geniş olduğu yerdir. Bu kısım da D2 olarak adlandırılır. Her enstrüman D1 çapının genişliğine göre numaralandırılır ve o isimle anılır. Bu uluslararası sınıflandırma yararlıdır ve tüm klinisyenlere ve araştırmacılara tanımlamada yardımcı olur. ISO standartları ile enstrümanın ucundan itibaren her mm'de

apının .02 taper açısı ile artması standarda bağlanmıştır ve D2’de çap 0,32 mm artış gösterir. rnek verecek olursak 10 numaralı bir enstrüman D1’de 0,10 mm çapa sahipken D2’de 0,42 mm çapa sahiptir.15-50 arası enstrümanlar 0,05 mm’lik artış gösterirken 60-140 arasında 0,1 mm ile kalınlaşır (Alaçam, 2000 s:201-223; Küçükay ve ark., 2004 s:11-38). ANSI/ADA standartlarında ise farklılık eğenin uç kısmı apı D0 olarak kesici kısmın sapa en yakın olan noktası ise D16 olarak adlandırılmasıdır. Sapa doğru gittikçe birinci mm için D1 ikinci mm için D2 olarak adlandırılır. (Serene ve ark., 1995; Schfer, 1997; Himel ve ark., 2006. s: 233-289).

1.2. Nikel-Titanyum Alaşımlara Genel Bakış

1960’ların başlarında uzay programı için araştırma geliştirme yapan Maryland’taki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında W.E. Buehler tarafından manyetik olmayan, dayanıklı, su geçirmez ve sudan etkilenmeyen bir alaşım arayışı esnasında nikel-titanyum alaşımı keşfedilmiştir. Bu intermetalik alaşımın termodinamik özellikleri arasında kontrollü bir ısı uygulaması esnasında şekil belleği olduğu ortaya konmuştur. Alaşıma yapısına katılan metallerin isimlerinden esinlenilerek nitinol adı verilmiştir: ni nikel, ti titanyum ve nol Naval Ordnance Laboratory için kullanılmıştır (Buehler ve ark., 1963; Baumann, 2004). Nitinolün süper elastik davranışını (şekil 1.1), kuvvet ortadan kaldırıldığında deformasyon öncesi orijinal şekillerine dönmeleri olarak tanımlayabiliriz (Lee ve ark.,1988; Serene ve ark., 1995).

1.2.1. Nikel-Titanyum Alaşımın İlk Kullanımı

Nitinol tel ilk olarak denizaltılarda çubuk anten üzerindeki diskin dalış ve yüzeye çıkışta sabit kalması amacıyla kullanılmıştır. Benzersiz 55-nitinol şekil belleği özelliği, dönüşüm sıcaklık aralığı (TTR) üzerinde ısıtma sonrasında mekanik distorsiyonla oluşan deformasyonun geri çevrilmesidir. Antenin geri şekil kazanma oranı kritik sıcaklığa ulaşılması oranıyla, ısı iletkenliği ve materyalin kütlesi ile ilişkilidir. Nitinolün korozyon direnci Buehler ve Wang tarafından araştırılmış ve okyanus ortamında da yeterli ve etkili olduğu gösterilmiştir (Buehler ve Wang, 1968).

Duerig (1990) şekil belleği için uygulamalar tanımlamıştır. Bunlar temel elementin bellek özelliğine esas ihtiyaç duyulan alanlara göre ayrılmıştır. Bunlara örnek NiTi gözlük çerçeveleri (serbest geri dönüş), uçak hidrolik tüpleri ve elektrik konnektörleri (oranlı geri dönüş) ile ortodontik teller (süper elastisite) gösterilmiştir.

1.2.2. Nikel-Titanyum Alaşımların Metalürjileri

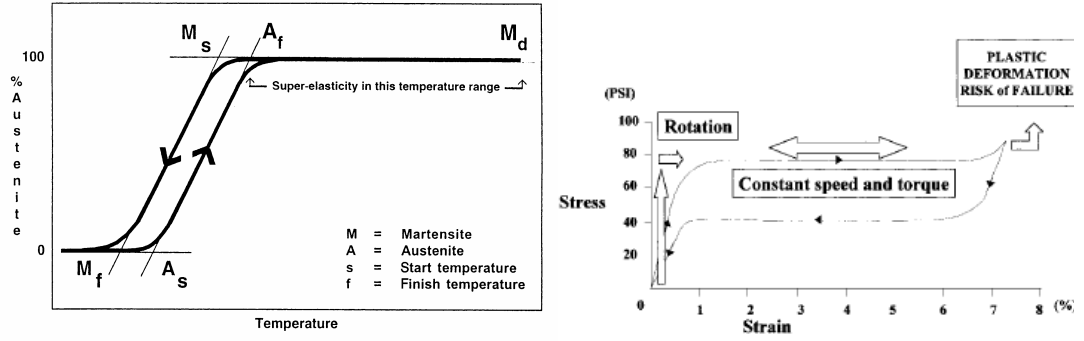
Kök kanallarında kullanılan NiTi alaşımlar yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içerirler. Bazı NiTi alaşımlarda nikelin %2 veya daha azı yerine kobalt kullanılabilir. Sonuçta ortaya çıkan kombinasyon bire bir atomik orandır ve bu sebeple diğer metallerde olduğu gibi bu alaşımda farklı kristallografik yapılarda bulunabilir (Şekil 1.1). Bu alaşımlar için jenerik isim 55-nitinoldür. Bu alaşımlar atomik bağlarının tipini değiştirme yeteneğine sahiptirler ve alaşımların kristallografik yapısı ve mekanik özelliklerinde farklı değişimler ortaya koyabilirler. Östenite fazının deformasyonu ile martensite dönmesi ve kuvvet ortadan

kaldırıldıktan sonra deformasyon öncesi östenik yapıyı geri kazanması süper elastik davranış olarak tanımlanabilir (Şekil 1.1). Bu değişimler ısı ve stres fonksiyonu şeklindedir (Thompson, 2000).

1.2.3. Nikel-Titanyumun Yapısı

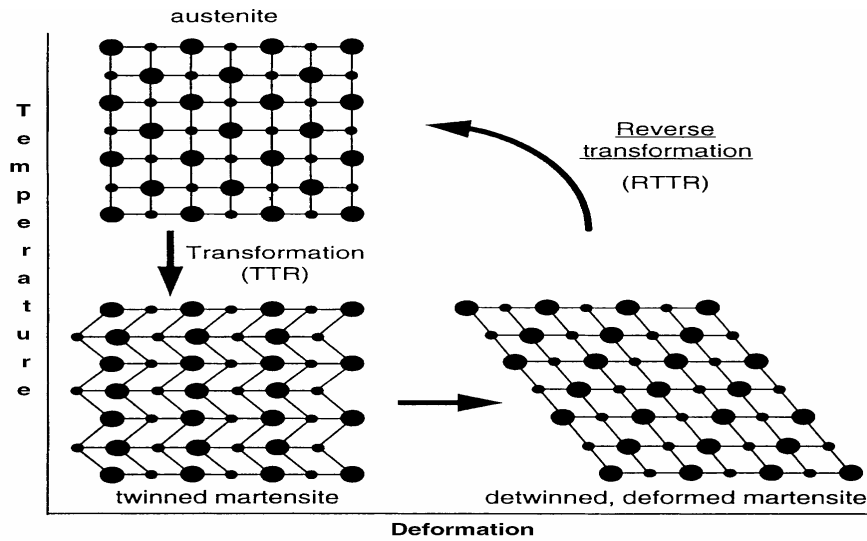
Nikel-titanyumun yapısı 100 °C sıcaklığa kadar östenit fazı veya *ebeveyn faz* olarak isimlendirilen fazdadır (Şekil 1.1). Nitinol belirli bir TTR'ye kadar soğutulduğunda elastik modül, akma dayancı ve elektrik direnci gibi özelliklerinde elektron bağlarına bağlı olarak ani değişiklikler gözlenir. Isının bu aralığa düşürülmesi ile kristal yapısında martensitik dönüşüm denilen değişim ortaya çıkar. Bu değişimin miktarı başlangıç (Ms) ve bitiş ısısı (Mf) ile ilişkilidir. Bu fenomen alaşımın fiziksel özelliklerinde değişime sebep olur (Wang ve ark. 1972) ve şekil belleği özelliği kazandırır.

Alaşımdaki ikizlenme mekanizması ile martensitik veya *yavru faz* adı verilen faza doğru dönüşüm gerçekleşir. Daha sonra sıkı paketlenmiş hexagonal kafesli formundaki ikiz martensit ortaya çıkar. Dışarıdan kuvvet uygulanmadıkça makroskopik olarak şekil değişikliği hemen hiç gözlenmez. Martensit şekli tek bir oryantasyona kolaylıkla yeniden ikizlenme adı verilen bir mekanizmayla çevrilebilir ve iki kristal yapının ayrıldığı martensite ortaya çıkar. NiTi alaşım martensit fazında östenit fazında olduğundan daha uysaldır.



Şekil 1.1: Martensitik dönüşüm tablosu ve süper elastik davranış

Deformasyon alaşımın TTR üzerine ısıtılmasıyla geri alınabilir (geri dönüşüm ısı aralığı veya RTTR). Sonuçta NiTi alaşımın özellikleri daha önceki yüksek ısı değerlerine geri döner (Şekil 1.2). Alaşım gövde merkezli kübik yüksek ısı fazı olan östenit yapısını yani orijinal ebeveyn yapısını ve oryantasyonunu geri kazanır. Komşu atom düzlemlerinde meydana gelen toplam atomik hareket normal atomik katmanlarına kıyasla interatomik mesafeden daha kısadır. Bu fenomene şekil belleği adı verilir. Şekil belleği alaşımın önceki şekline elektronların çekim gücü ile atomların önceki konumlarına dönmesi olarak tanımlanır ve çok kısa sürede ortaya çıkan bir etkidir.



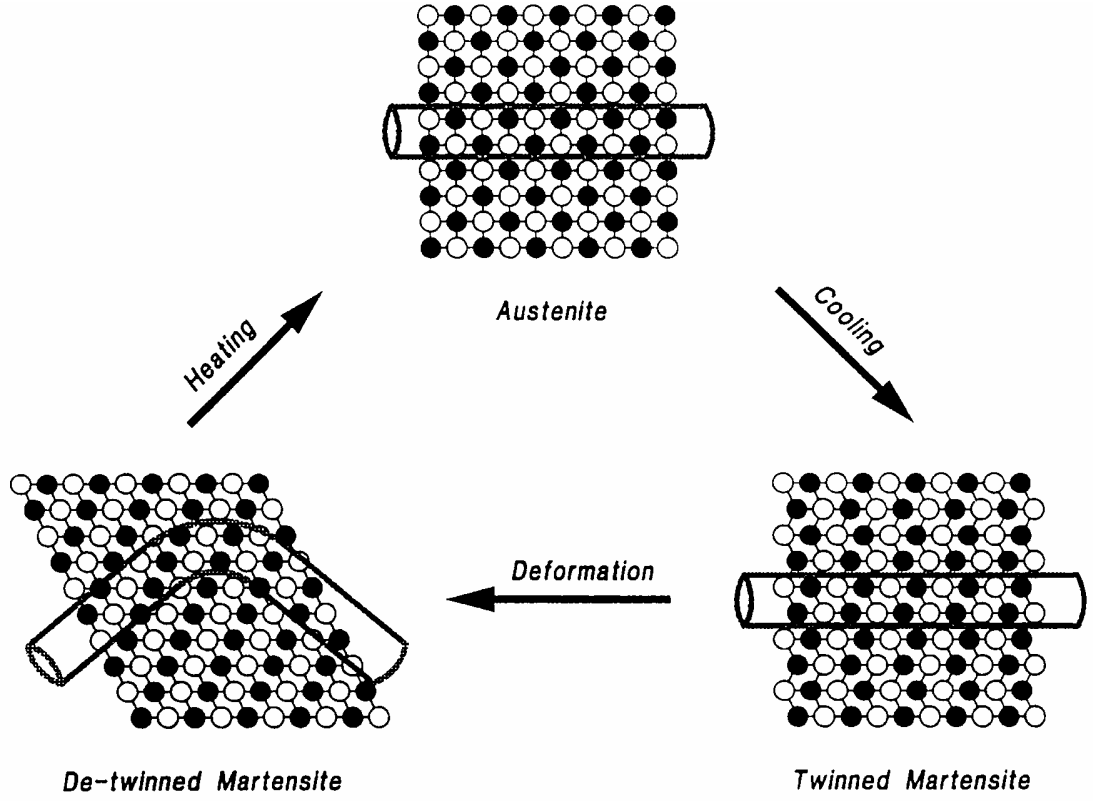
Şekil 1.2: NiTi alaşımın martensitik dönüşüm ve şekil bellek etkisinin diyagramatik sunumu

Şekil belleğini kullanarak NiTi bir alaşımı eğitmek veya istenilen bir ısıda bu alaşıma şekil vermek mümkündür. Bu daha düşük ısılarda NiTi alaşımı deforme ederek aynı yönde ikizlerin oluşmasını sağlayabilir. Daha sonra bu alaşımın ısıtılması orijinal şeklin geri kazanımı ile sonuçlanır (Şekil 1.3). Endodontik olarak ise NiTi alaşım aletlerin 125 °C üzerine ısıtılması ile eski şekli kazandırılabilir (Serene ve ark., 1995; Thompson, 2000; Otsuka ve Ren, 2005).

Geçiş ısısı her NiTi alaşım için söz konusu alaşımın bileşenlerine bağlıdır. Bu durum bağların oluşturulması için gereken elektron sayısına bağlıdır ve her NiTi alaşım için farklı olabilecektir. TTR ağırlık oranı 50:50 olan bir NiTi için 50 ile 100 °C arasındadır. TTR'nin azaltılması birkaç yolla sağlanabilir. Üretim aşamasında soğuk muamele veya termal uygulama TTR'yi etkiler. Bunun yerine nikel:titanyum oranı da değiştirilebilir. Nikel oranı arttırılabilir veya nikel yerine kobalt katılabilir. Kobalt katılması NiTiCo1-2 kompozisyonunu teşkil eder. TTR nikel yerine kobalt katılmasıyla düşer çünkü kobalt daha az elektron içerir ve daha az bağlanma söz konusu olacaktır. Bununla beraber TTR'yi düşürmek için fazlaca nikel katılması durumunda yapıya zarar veren bir ikinci faz ortaya çıkacaktır (Thompson, 2000; Otsuka ve Ren, 2005).

1.2.4. Stres Bağımlı Martensitik Dönüşüm

Östenitten martensitik faza geçiş kanal şekillendirilmesi gibi durumlarda stres uygulanması sonucu da olabilir. Birçok metalde belirli bir gücün üzerinde kuvvet uygulandığında kayma sonucunda metalde kalıcı



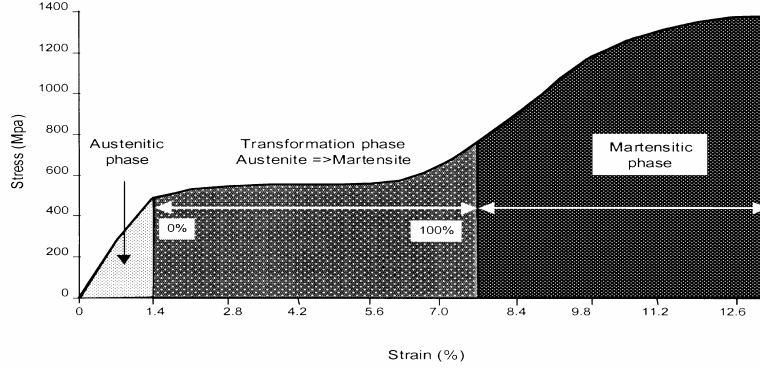
Şekil 1.3: NiTi alaşımların şekil bellek etkisinin diyagramatik sunumu.

deformasyon meydana gelirken NiTi de stres bağımlı martensitik dönüşüm olur. Bu da şu sonuçları doğurur:

- Fazlar arasında hacimsel bir dönüşüm geçişi ve oryantasyon ilişkisi meydana gelir.
- Elastik deformasyon sonrasında uygulanan yük martensitik dönüşüme sebep olur. Bu nedenle deformasyon miktarı artmasına rağmen gerilimde ciddi bir artış gözlenmez. Şekil 1.4'te görüldüğü gibi gerilim-gerinim eğrisi bu bölgede yatay bir seyir izler. Şekil 1.4'te görülen son bölgede ise %100 martensitik yapıya dönüşen malzeme gerilimin artması ile birlikte diğer metaller gibi davranır. Eğer gerilim artışı bu kritik değeri aşmazsa gerilimin kalkması ile birlikte oluşan martensit fazı östenit fazına geri dönüşerek

uygulanan deformasyonun tamamen geri kazanılmasını sağlar. Bu davranışa süper elastiklik adı verilir. Paslanmaz çelik ve NiTi arasındaki deformasyon farklılıkları şekil 1.5’de gösterilmiştir (Otsuka ve Ren, 2005).

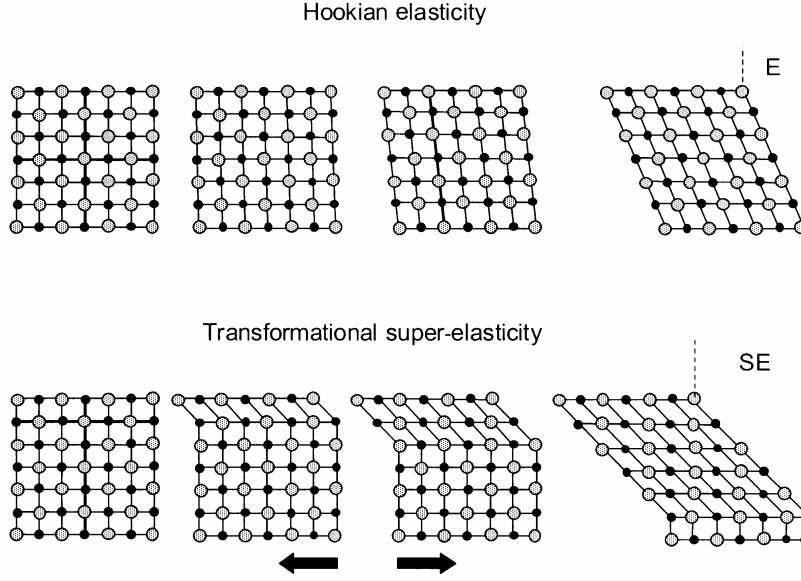
- Deformasyon oluşmadan evvel kuvvetin ortadan kalkmasıyla geri yaylanma olur (Şekil 1.6). Geri yaylanma yük bölü sapma şiddeti olarak ifade edilir (Andreasen ve Morrow 1978), uygulanan belirli bir ısı aralığında önceki şekle ve östenit faza geri dönülür.



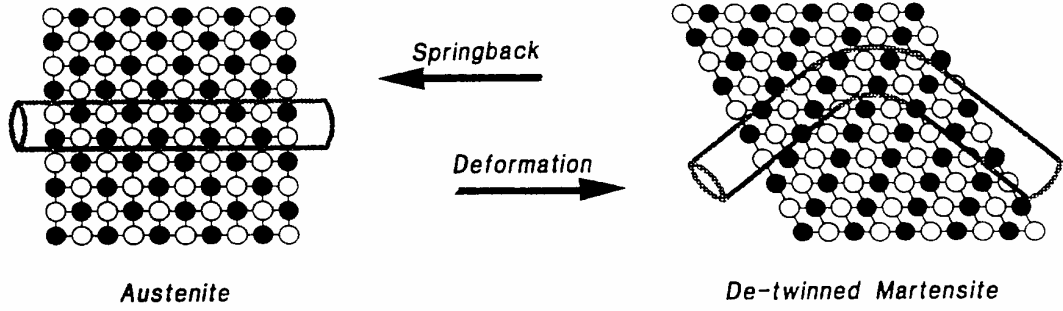
Şekil 1.4: NiTi dönüşüm fazı

NiTi alaşımlarda oluşan plastik deformasyon TTR veya aşağısında olursa bir dereceye kadar geri dönüşümlüdür. Kristalin değişimi sayesinde gerçekleşen bu fenomen şekil belleği ve süper elastik davranışı açıklamaktadır. RTTR nin şekil geri kazanımının olduğu aralığı şekil geri kazanım ısı aralığı olarak (SRTR) adlandırılır (Şekil 1.7). Buna aynı zamanda mekanik bellek adı verilmektedir (Buehler ve Wang, 1968). Bu konvansiyonel metal baskı bükülme davranışından farklıdır.

Alışıl gelmiş alaşımlarda elastik cevap geri dönüşümlüdür fakat boyutu azdır ve daha yoğun bükülmeler plastik deformasyon ile sonuçlanır ki bu geri dönüşümsüzdür.

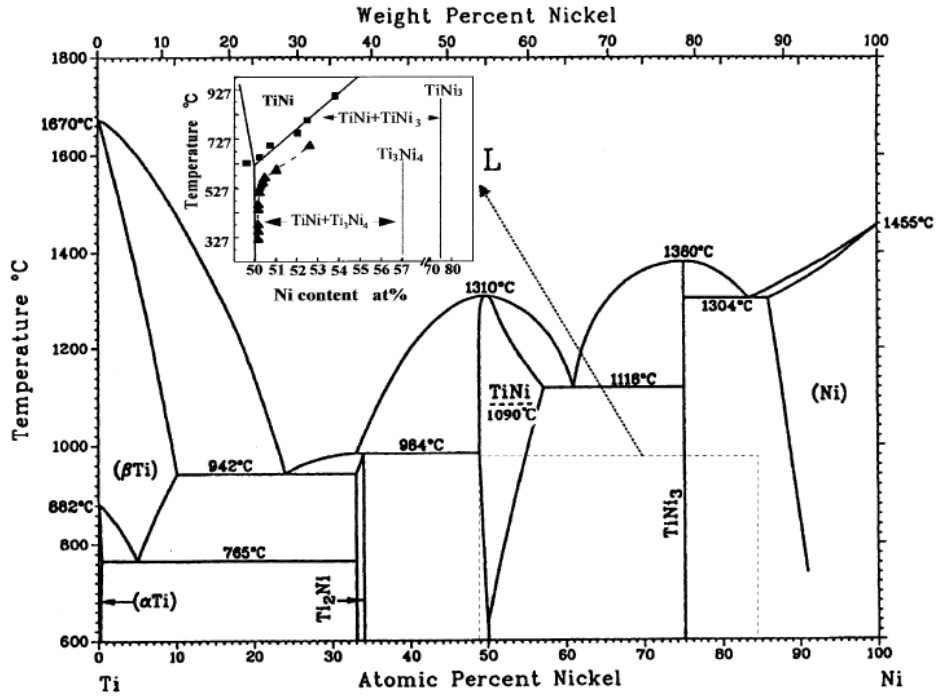


Şekil 1.5: NiTi süper elastik alaşım ve Paslanmaz çeliğin gerilme davranışı ve elastik deformasyon mekanizması



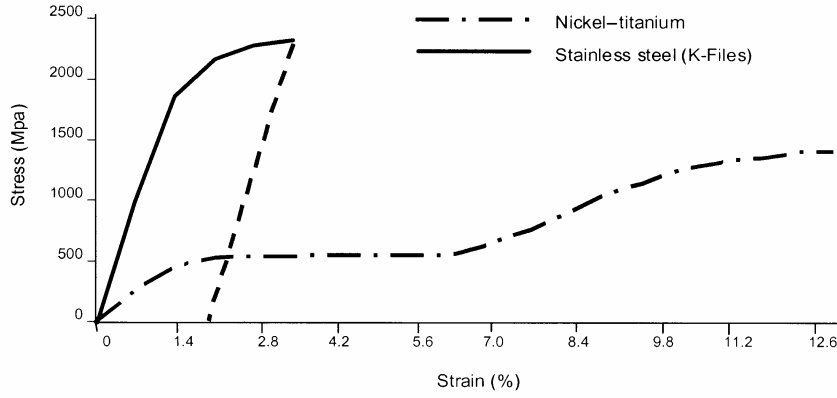
Şekil 1.6: NiTi alaşımın süper elastisite etkisinin diyagramatik sunumu

NiTi alaşımların süper elastikliği %8'e kadar olan bükülmelerin tamamen toparlanılabildiğini mümkün kılar (Şekil 1.8). Bu diğer alaşımlardaki örneğin paslanmaz çelikteki maksimum %1 olan değerden çok daha yüksektir. Buna rağmen diğer bazı alaşımlarda da bakır-çinko, bakır-alüminyum, altın-kadmiyum ve nikel-nobiumda da süper elastik özellikler mevcuttur (Buehler ve Wang, 1968). Bunun yanı sıra nikel-titanyum en yüksek biyouyumluluğa sahip materyaldir ve korozyona mükemmel dayanıklılık gösterir.



Şekil 1.7: NiTi alaşımların faz diyagramı (Massalski ve ark., 1990)

Bir alaşım sistemi tüm mümkün kombinasyonlarda bulunabilen iki ya da daha fazla metalin birleşmesidir. Ortodontik tel ve endodontik NiTi enstrümanların üretiminde kullanılan alaşımın yapısında yaklaşık ağırlık olarak %55 oranında nikel ve %45 titanyum kullanılmaktadır ve 55-nitinol olarak adlandırılır. Nikeli daha yüksek oranda bulunduran NiTi alaşımlar mevcuttur ve %60'lık nikel içeren bir forma 60-nitinol denilmektedir. Şekil belleği bu form için daha az olmakla beraber ısı ile muamele ve düzelme oranı yüksektir. Hem 55 hem 60 nitinoller paslanmaz çelikten, Ni-Cr ve Co-Cr'den daha esnektir, daha güçlüdür ve daha düşük elastisite modülüsüne sahiptir (Şekil 1.8).

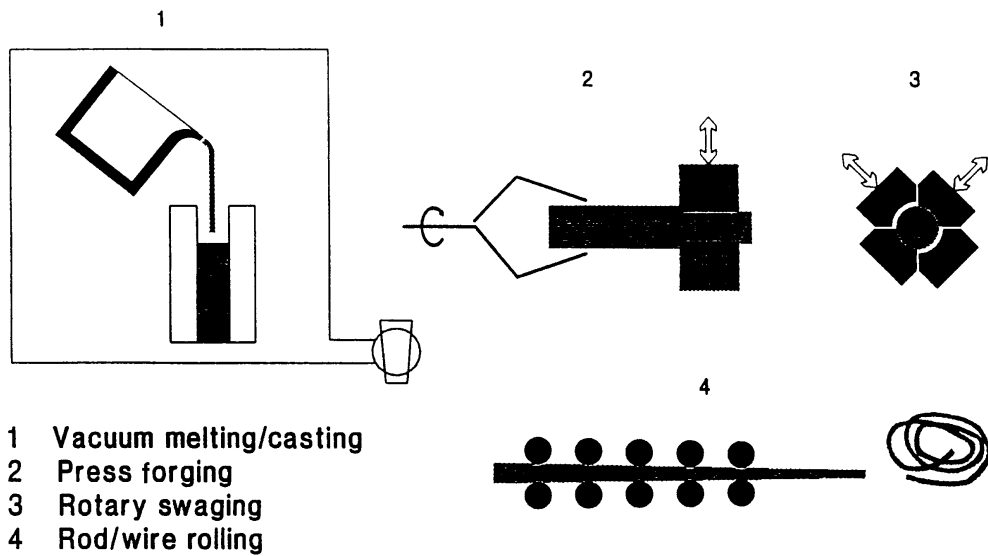


Şekil 1.8: Basınç-gerilme eğrisi : paslanmaz çelik ve nikel-titanyum

1.2.5. Nitinol Alaşımın Tel Olarak Üretimi

NiTi alaşım üretimi (Şekil 1.9) birçok aşama içeren karmaşık bir işlemdir:

- Vakum eritme/şekillendirme
- Pres dövme
- Rotary biçimlendirme
- Çubuk/tel bükme



Şekil 1.9: NiTi tel üretim şeması

Daha önceleri hemen hemen stoikiometrik bileşimli NiTi alaşımlar tatmin edici yeterlilikte ark ve indüksiyon metotları ile üretilmekteydi (Buehler ve Wang, 1968). Burada karşılaşılan problemlerden biri ark eritme metodunda kimyasal homojenliğin sağlanabilmesi için birden fazla takip eden eritmenin yapılması gerekliliği idi. Bununla beraber teknik alaşımın minimum kontaminasyona maruz kalmasını da sağlıyordu. Günümüz üretimi grafit maden potaları içerisinde vakum indüksiyonu şeklindedir. Bu teknik etkili bir alaşım karıştırmayı mümkün kılar ve minimum karbon kontaminasyonu ile TiC oluşur. Oksit katkılarının oluşması 55-nitinolün özelliklerini etkilemez zira bunlar NiTi matriksi içerisinde eşit olarak dağılırlar (Buehler ve Cross, 1969). Çifte vakum eritme üretim işlemi alaşımın mekanik özelliklerini ve kalitesini korumaya yardımcı olur. Ham maddeler vakum indüksiyonu öncesi dikkatlice formüle edilir. Bu işlem sonrasında vakum arkta tekrar eritme gerçekleştirilir ve alaşım kimyası, homojenitesi ve yapısı geliştirilir. Çift eritilmiş külçeler sıcak işlenir ve daha sonra soğuk işleminden geçirilerek nitinol barlar, teller gibi çeşitli şekil ve istenilen boyutlara sokulur (Otsuka ve Ren, 2005). Ortodontik ve diğer tıbbi amaçlar için çizilen şekillerde üretilebilir veya mekanik olarak düzeltilmiş yüzeylerde sunulabilir (Thompson, 2000).

Sıcak ve soğuk mekanik işleme nitinol alaşımlarda kristalizasyon ısısı altında gerçekleştirilebilir. Alaşım kompozisyonu üretim aşaması için önemlidir ve 55-nitinol 60-nitinol'e göre tüm sıcak işlemlerde daha kolay işlenir. Alaşımın kuvvetlendirilmesi düşük ısıda meydana gelir ve %12'lik bir gerilimsel uzatma sağlanır. Bazı NiTi alaşımlar ısı ile müdahaleye hassastırlar, bu işlem hem şekil belleğini hem de süper elastik davranışını etkiler. Ancak NiTi alaşımlardan yakın stoikiometrik

kompozisyonlu olanlar özellikle diş hekimliğinde kullanılanlar bundan etkilenmemektedir (Saburi ve ark., 1982; Mercier ve Torok, 1982)

Gould (1963) nitinollerin mekanik özelliklerini çalışmış ve NiTi alaşımların aşınmasının kesilme hızı, materyal, alet geometrisi ve kesme sıvısı ile ilişkili olduğunu ortaya koymuştur. Spesifik olarak bu alaşımlar, yüksek hızlı çelik aletlerle karşılaştırıldıklarında karbit aletlerle 10-20 kat hızlı döndürülebilmektedir. Alet ömrünü uzatmak için dönme esnasında 0,003-0,005 inç/devir hafif beslemeli turlar tavsiye edilmektedir ve 55-nitinol 220 feet/dakika hızla kesilmelidirler. Aktif yüksek klorinli kesme yağı nitinol alaşımların kesiminde silikon karbit aletlerin kullanım ömrünü uzatmak için tavsiye edilmektedir. Kesme hızına karar verirken alaşımın kompozisyonu önemlidir. NiTi alaşımının şekillendirilmesi için hafif besleme ve düşük hızlarda keskin karbit alet kullanımı tavsiye edilmektedir.

1.3. Endodontide NiTi enstrümanlar

Günümüzde endodonti pratiğinde tork kontrollü motorlar ve angldruvalar ile kullanılan nikel-titanyum alaşımlardan yapılmış olan dönen enstrümanların kullanımı geniş bir yer edinmeye başlamıştır. Civjan ve arkadaşları (1975) el ve dönen aletlerde NiTi alaşımın kullanımını ilk olarak düşünerek önermişlerdir. Ancak, NiTi enstrümanlar endodontiye ilk olarak, NiTi el aletlerini dizayn eden ve geliştirerek klinik kullanıma sunan Walia ve arkadaşları (1988) tarafından tanıtılmıştır. NiTi enstrümanların endodontistler tarafından tercih edilmesinin ana sebeplerinden biri paslanmaz çelik enstrümanlara

göre nikel-titanyum alaşımların eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde avantaj sağlayan yüksek esnekliğe (düşük elastik modülü) sahip olmalarıdır. Alaşımın paslanmaz çelik alaşımlara göre daha büyük güce ve daha düşük elastiklik modülüne sahip olması dar veya eğri kanallarda kök kanal preparasyonu açısından avantaj sağlayabilir (Walia ve ark., 1988; Thompson, 2000; Baumann, 2004).

Geçen yirmi yıl içerisinde dönen enstrümanların dizaynlarında hızlı bir değişim yaşanmıştır. Son yıllarda bu enstrümanların dizaynlarında, tedavi edilen dişin prognozunun daha iyi olması için ve daha iyi bir koronal ve apikal tıkama sağlayan kök kanal preparasyon kalitesini arttıran gelişmeler meydana gelmiştir.

NiTi enstrümanlar ile H tipi enstrümanların kök kanallarını şekillendirme yetenekleri ve güvenilirlikleri ile ilgili yapılan araştırmalarda NiTi enstrümanlarla yapılan şekillendirmelerde H tipi el enstrümanlarından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (Villalobos ve ark., 1980; Schäfer ve ark., 1995; Nagaratna ve ark., 2006).

NiTi dönen enstrümanlar kök kanallarının şekillendirilmesinin yanı sıra başarısız kök kanal tedavilerinin yenilenmesi işleminde de kullanılmaktadır. Ferreira ve arkadaşları (2001) NiTi dönen enstrümanların solvent kullanımı ile paslanmaz çelik el aletleri karşısında kök kanal dolgu maddesini sökme etkinliğini karşılaştırmışlar ve NiTi dönen enstrüman sisteminin daha etkili ve daha hızlı olduğunu bildirmişlerdir. Schirrmeister ve arkadaşları (2006) ile Taşdemir ve arkadaşları (2008) NiTi enstrümanlar ile H tipi enstrümanların kök kanal dolgu maddesinin uzaklaştırılmasındaki etkinliklerini araştırmışlar ve

işlemi NiTi enstrümanların H tipi enstrümanlardan daha kısa sürede tamamladıklarını ve etkinlik olarak NiTi enstrümanların istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde üstünlük sağladığını bulmuşlardır.

1.3.1. NiTi Kök Kanal Enstrümanlarının Yapısı

NiTi endodontik enstrümanların üretimi paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha karmaşıktır. Bunun sebebi NiTi enstrümanların bükülme yerine mekanik olarak şekillendirilmesi gerekliliğidir. Alaşımın süper elastikliği kalıcı deformasyona uğramadığı sürece spiral formunu koruyacağı anlamına gelir. Ancak NiTi enstrümanları bükmeye çalışmak muhtemelen aletin kırılmasıyla sonuçlanır (Schäfer, 1997). Enstrüman dizaynı nitinol taslağına uygun olmalıdır. Üretim aşamasında takip eden zorluklar arasında yüzey bozukluklarının giderilmesi vardır. Metal çapakları kesici yüzeylerin kesme özelliğini azaltacağı gibi potansiyel korozyon riskini de arttırabilecektir (Thompson, 2000).

Endodontik enstrüman oluşturmada kullanılan nitinol yapısında %56 Nikel, %44 titanyum vardır. NiTi alaşımların kompozisyonu süper elastik özellik veya şekil belleği özelliklerini arttırmak için değiştirilebilir. Alaşımlar arasındaki farklılık nikel miktarı ve söz konusu alaşımın TTR'sidir. Alaşımlar arasındaki TTR ısını çeşitli parametreler etkiler; kobalt eklenmesi, nikel içeriğinin artırılması TTR'yi artırır. Aynı zamanda tavlama ısının artırılması TTR'yi artırır. İdeal olarak kök kanal enstrümanlarının üretilmesi prensibinde ayrılmayı engellemek için gerilim kuvveti mümkün olduğunca yüksek olmalıdır, bununla birlikte uzama değerleri alet esnekliği için uygun olmalıdır (Thompson, 2000).

Alaşım üretildikten sonra bitmiş bir tel işlenmeden önce bazı işlemlerden geçmelidir. Çekme tel oluşturmak için basıncı altında preste silindirik şekle sokulduktan sonra dairesel çap daraltmaya maruz bırakılır. Tel daha sonra bükümlü bir şekle sokulması için tele uygulanan yuvarlatıcılar bükülür. Yapım aşamasında bükümlü teli konik hale sokmak, konik teli bu halde iken tavlamak, çapaklarını temizlemek birbirini izleyen bir şekilde tekrarlanır. Bu faz orijinal şeklin çizimi, uygulanması, yuvarlak veya uzunlamasına bir şekil verme, temizleme ve tesviye işlemiyle devam eder. Bitmiş tel mekanik işlem öncesi makaralar üzerinde saklanır (Thompson, 2000).

Endodontik NiTi enstrümanlar kendilerinden önce kullanılmakta olan paslanmaz elik kök kanal eğelerinde kullanılmakta olan taperlı telin dndrlerek enstrüman formunun verilmesinden farklı olarak işlenmektedir (Thompson, 2000; Himel ve ark., 2006. s: 233-289). Nikel-titanyum dönen enstrümanlar kesici uçlarının, yivlerinin, şekillerinin, taper ve boyutlarının dizaynlarına göre farklı şekillerde işlenmektedir. Düz olarak elde edilen NiTi tel şeridi CNC makinesine yerleştirildikten sonra 3 adet dönen ve kesen silindir teker sistemine sabitlenerek yerleştirilir. Bu silindirik tekerlerden biri NiTi aletin şeklini, biri taper açısını şekillendirirken sonuncusu sap kısmında uzunluk çizgilerini belirlemede kullanılmaktadır.

Bu enstrümanların üretim aşamalarında çeşitli defektler meydana gelmektedir:

- 1- Düzensizlikler gibi yüzey çatlakları
- 2- Girintiler gibi işleme (ekme) izleri

3- Metal apakları

Bazı NiTi dönen enstrümanlar elektro-parlatma yüzey bitimine sahiptir. Bu tür yüzey bitimleri çekme izleri ve metal çapakları gibi üretime ait izleri azaltır (Rangel ve ark., 2005).

Her şeye rağmen, NiTi enstrümanların kırılma ihtimalleri hem üretici firmaların hem de endodonti ile uğraşan hekimlerin karşı karşıya kaldıkları bir güçlüktür. Çok başarılı klinik performanslara rağmen, NiTi enstrüman deformasyonu ve kırılma ihtimali yeni geliştirilmiş dizayn ve modern teknolojiye rağmen kaçınılmaz olmaktadır. Böyle hasta ve hekim açısından hiç hoş olmayan enstrüman kırılmaları, herhangi bir kalıcı deformasyonun izine rastlanmamasına ve tehlike belirtici bir durum gözlenmeksizin tipik olarak kök kanal preparasyonu esnasında meydana gelebilir (Mareending ve ark., 1998; Martin ve ark., 2003; Patino ve ark., 2005).

NiTi dönen enstrümanların kırılmalarını etkileyen birçok faktör mevcuttur (Bahia ve ark., 2005). Bunlar, ham metalden orijinal alaşımın işlenmesi aşamaları, eğer üreticisinin enstrümanı şekillendirme işlemleri ve NiTi alaşımın mekanik özellikleridir. Diğer bir konu ise enstrümanı kullanan hekimin durumudur; tork limitleri, kök eğimine bağlı kanal içerisinde alete uygulanan fleksural moment konusunda hekimin dikkat etmesi gerekir. Enstrümanda meydana gelen defektler genel olarak iki kategoride toplanmıştır;

- 1- Alaşımın özelliklerine bağlı ve enstrümanın üretimine bağlı defektler (Kuhn ve Jordan, 2002)

- 2- Hekimin kök kanalı içerisinde enstrümanı uygun olmayan koşullarda ya da yanlış kullanımına bağlı meydana gelen defektler (Cheung, 1996)

SEM çalışmalarında dönen enstrümanlarda çukur, girinti oluşumu ve klinik kullanıma bağlı olarak kesici kenarların körleşmesi gibi yüzey defektleri gözlenmiştir (Alapati ve ark., 2003).

1.4. Yorgunluğun Tarihçesi

Metal yorgunluğu, materyalde yapısal bozukluklara sebep olan döngüsel ya da dalgalı germe hareketine maruz kalan metalde lokalize ve ilerleyen yapısal hasar meydana gelmesidir. Metalde, bükülme ve esneme ya da genişleme ve büzülme olgularının materyalin limitlerini zorlamasıyla meydana gelebilirler.

Olay mikroskobik inisiyal alan adı verilen daha sonra genişleyerek tüm yapıya yayılan bir çatlakla başlar. Tespit etmek için ayrıntılı yüzey analizine ihtiyaç duyulur. Büyük stres uygulamalarına maruz kalan materyalin ömrü kısalmır. Yorgunluk faktörü materyalin yüzey bitim özelliği ve ısı gibi faktörlerle direkt alakalıdır. Bazı materyaller (örneğin: çelik ve titanyum içeren alaşımlar) yüksek dayanma limiti ya da yorgunluk limiti özelliği sergilerler ki bu bazı demir içermeyen alaşımlarda (örneğin alüminyum, bakır içeren alaşımlar) çok düşük değerlerdedir.

Metal Yorgunluğu Tarihçesi:

- 1837: Wilhelm Albert yorgunluk ile ilgili ilk yayını yapmıştır. Kendi madeninde taşıma vagonları için taşıma düzeneği zinciri kurmuştur. Çalışmalarını bunlar üzerinde gerçekleştirmiştir.
- 1839: Jean-Victor Poncelet Metz askeri okulundaki sunumunda metallerin yorulduğunu anlatmıştır.
- 1842: William John Macquorn Rankine kendi icadı olan demir yolu dingilleri üzerinde stres konsantrasyonunun önemi üzerinde durmuştur. O yıl Versailles tren kazası dingil yorgunluğu nedeniyle meydana gelmiştir.
- 1843: Joseph Glynn lokomotiflerin demir yolu dingillerindeki yorgunluğu etkilediğini rapor etmiştir. Ve çatlak orijini olan anahtar hattını tanımlamıştır.
- 1860: Sir William Fairbairn and August Wöhler tarafından sistematik yorgunluk testleri yapılmaya başlanmıştır.
- 1903: Sir James Alfred Ewing mikroskobik çatlaklarla yorgunluk deformasyonlarının orijinini göstermiştir.
- 1924: Yorgunluk üzerine ilk kitap Gough tarafından yazılmıştır.
- 1936: İlk çatlak gelişimi testi American de Forest tarafından gerçekleştirilmiştir.
- 1954: L. F. Coffin and S. S. Manson çatlaklarda plastik gerilmenin yorgunluk çatlağı ile ilişkisini açıklamıştır.
- 1970: W. Elber çatlakların örtülmesinin plastik deformasyonun yarma etkisi ile yorgunluk çatlakları üzerindeki etkisine değinmiştir (Schütz, 1996).

1.4.1. Endodontik Kök Kanal Aletlerinde Yorgunluk

Bir metale veya başka bir malzemeye yeterli kuvvetin uygulanması, malzemenin şeklinin değişmesine sebep olur ve bu şekil değişikliği, deformasyon olarak adlandırılır. Kuvvet kaldırıldıktan sonra kendi kendine tersine dönen geçici şekil değişikliği ise elastik deformasyon olarak adlandırılır. Diğer bir deyişle, elastik deformasyon, gerilme kaldırıldığında eski haline dönebilen, düşük gerilmelerle meydana gelen şekil değişikliğidir. Bu tür deformasyon, bağların gerilmesini içerir fakat, atomlar birbirleri üzerinde kaymazlar.

Gerilmenin, malzeme şeklini kalıcı olarak değiştirmeye yeterli olduğu şekil değişikliklerine plastik deformasyon denir. Plastik deformasyonda, dislokasyonların hareketi dolayısıyla atomik bağlarda kopmalar meydana gelir. Şunu hatırlamak gerekir ki bir kristal düzlemindeki tüm atomların bağlarını ilk anda kırmak için gereken kuvvet çok büyüktür. Buna rağmen dislokasyonların hareketi, kristal düzlemlerindeki atomların daha düşük gerilme seviyelerinde birbirleri üzerinde kaymasını sağlar. Atomların en yoğun olduğu düzlemlerde hareket için gerekli olan enerji miktarı en düşük olmakla beraber, dislokasyonlar tercihli olarak tane içinde hareket etmeye yönelir. Bu da tane içindeki paralel düzlemler boyunca meydana gelen kaymaya sebep olur. Bu paralel kayma düzlemlerinin birleşmesiyle, optik mikroskopla görülebilen kayma bantları oluşur. Bir kayma bandı mikroskop altında tek bir çizgi olarak görünür, fakat şekil 1.3'te de görüldüğü gibi gerçekte birbirine yakın paralel kayma düzlemlerinden oluşmaktadır.

Kalıcı deformasyon kendini yivlerde açılma ile gösterir. Plastik deformasyon sonrası saat yönünde devam eden reaming hareketine karşı enstrümanın kanal içinde sıkışması sonrasında kırılma meydana gelebilir. Defekt meydana gelebilmesi için her iki yönde de aynı miktarda kuvvet uygulanması yeterlidir. Ancak saat yönünün tersine hareket sırasında defekt oluşumu saat yönünde defekt oluşmasına neden olanın yarısı dönüşle mümkün olmaktadır. Bu sebeple K tipi enstrümanlar saat yönü tersinde kuvvet uygulanarak hareket ettirilirken dikkatli davranılmalıdır (Küçükay ve ark., 2004 s:11-38; Himel ve ark., 2006. s: 233-289).

NiTi dönen enstrümanların kırılmasında şu faktörlerin etkisi bulunmaktadır (Pruet, 1997; Gambarini, 2001):

- Dönüş hızı
- Kök eğimin çapı ve derecesi
- Enstrüman dizaynı ve enstrümantasyon tekniği
- Tork ve operatörün becerisi

Yapılan araştırmalarda kullanılan tork kontrollü elektrikli mikromotorların hızlarının enstrümanların kırılmaları üzerindeki etkisi incelenmiştir. Martin ve arkadaşları (2003) yaptıkları araştırmalarında hız farkının enstrüman kırılması üzerindeki etkilerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtirken birçok çalışmada hızın enstrüman kırılması üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (Pruett ve ark., 1997; Bortnick ve ark., 2001; Yared ve ark., 2001a; Kitchens ve ark., 2007). Bu araştırmaların bazılarında kırılma süreleri karşılaştırılırken bazılarında dönme sayısı değerlendirilmiştir. Kök kanalının eğimindeki artışın ise döngüsel yorgunluğu olumsuz etkilediği

bildirilmiştir (Pruett ve ark., 1997; Martin ve ark., 2003; Ullmann ve Peters, 2005; Troian ve ark., 2006; Kitchens ve ark., 2007).

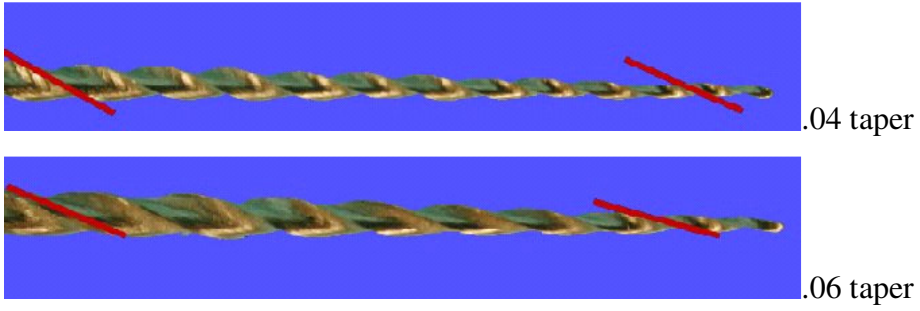
Giriş kısmında da bahsettiğimiz gibi; kök kanallarında NiTi eğeler döngüsel yorgunluk, uygulanan tork sebebiyle veya enstrümanın kök kanalı içinde sıkışması sonucu kırılabilir. Bir eğede döngüsel yorgunluk kırılması üç aşamada meydana gelir. Çatlak inisiyasyonu üretim sırasında yüzeyde meydana gelen düzensizliklerdir. Çatlak başlangıcı uygulanan strese materyalin dayanamaması nedeniyle yüzey haline döner. Torsiyonel kırılma ise aletin bir kısmının genellikle uç kısmının kanal içerisinde sıkışması ancak dönme hareketinin devam etmesi nedeniyle meydana gelir. Bu genellikle enstrümantasyon esnasında aşırı apikal kuvvet uygulanması ile ilişkilidir. Eğri kanallarda sürekli dönmenin etkisi ile ege fleksural kırılmaya uğrar. Kırılma bu iki faktörden birinin ya da kombinasyonu sonucu meydana gelir. Eğri kök kanallarında NiTi enstrüman kırılmalarının fleksural yorgunluğa bağlı olduğuna inanılmaktadır (Serene ve ark., 1995; Blum ve ark., 2003; Patino ve ark., 2005).

1.5. Çalışmamızda kullandığımız Ni-Ti Enstrümanlar

1.5.1. HeroShaper

Yenilikçi eğimi ile ön plana çıkan HeroShaper (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ege sistemi 2001 yılında geliştirilmiştir. Üretici firma kor yapısının kalınlaştırılarak kırılmaya karşı daha güvenli bir hale

getirildiğini belirtmiştir. Metal yorgunluğu oluştuğunda enstrümanın helezonik yapısı gevşeyerek düzleşmektedir. Üç kesici kenara sahip eğeler pozitif kesme açısına sahiptirler. Üretici firma her enstrümanın on saniye kullanım ile etkin şekillendirme yaptığını ve uç kısmından sapına doğru farklılık gösteren kesme yüzeylerindeki helezonik açı enstrümanı (Şekil 1.10) vidalama etkisinden korunurken debrislerin uzaklaştırılmasında etkin rol aldığını belirtmektedir.



Şekil 1.10: HeroShaper enstrümanlarda helezonik açı

Eğim de taper açısına göre her enstrümanda farklılık göstermektedir. Bu özellik adapte edilmiş eğim olarak tanımlanmakta ve enstrümanda etkinlik, esneklik ve sağlamlık özelliklerini artırmaktadır. 20, 25 ve 30 numaralı eğeler .04 (gri stoper) ve .06 (siyah stoper) taper açıları ile mevcuttur. Üretici firma .02 taper açılı enstrümanların sistemde yer almayışını .04 eğelerin artırılmış esnekliği sayesinde herhangi bir risk oluşturmadan apikale kadar ilerleyebilmesi şeklinde açıklamaktadır.

Firma dönme hızını 300-600 rpm aralığında tavsiye etmektedir. Crown-down metodu ile uygulanmasını önerdikleri enstrüman sisteminde, 10 numaralı ege ile radyografi alınarak ya da apeks bulucular ile çalışma boyutunun tespitinden sonra preparasyon aşamasına geçilir. Bu aşamada

aşırı eğimli kök kanalları zor vaka olarak belirlenirken, düz kanallar kolay vaka olarak belirlenmektedir.

1.5.1.1. Sarı Seri (Zor Vakalar)

20 numaralı .06 taper açılı enstrüman ile çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar preparasyon gerçekleştirilir. 20 numara .04 taper açılı enstrüman çalışma uzunluğunda kullanılır. Daha sonra .04 taper açılı 25 ve 30 numaralı enstrümanlar sırasıyla çalışma boyutunda kullanılarak preparasyon işlemi tamamlanır (Şekil 1.11).



Şekil 1.11: HeroShaper zor kanallarda kullanım şeması

1.5.1.2. Kırmızı Seri (Orta Zorluktaki Vakalar)

25 numaralı .06 taper açılı enstrüman ile çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar preparasyon gerçekleştirilir. Daha sonra .04 taper açılı 25 ve 30 numaralı enstrümanlar sırasıyla çalışma boyutunda kullanılarak preparasyon işlemi tamamlanır (Şekil 1.12).



Şekil 1.12: HeroShaper orta-zor kanallarda kullanım şeması

1.5.1.3. Mavi seri (kolay vakalar)

30 numaralı .06 taper açılı enstrüman ile çalışma uzunluğunun 2/3'üne kadar preparasyon gerçekleştirilir. Daha sonra .04 taper açılı 30 numaralı enstrüman çalışma boyutunda kullanılarak preparasyon işlemi tamamlanır (Şekil 1.13).



Şekil 1.13: HeroShaper kolay kanallarda kullanım şeması

1.5.2. ProTaper

NiTi enstrümanların yeni bir jenerasyonudur. ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistem bir grup endodontist ve Dentsply/Maillefer işbirliği ile geliştirilmiştir. Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında eğelerin tamamen yeni dizaynları göze çarpmaktadır. Aşamalı taper açısına sahip eğelerin yapıları ve klinik kullanımları ile ilgili ayrıntılar aşağıdaki gibidir:

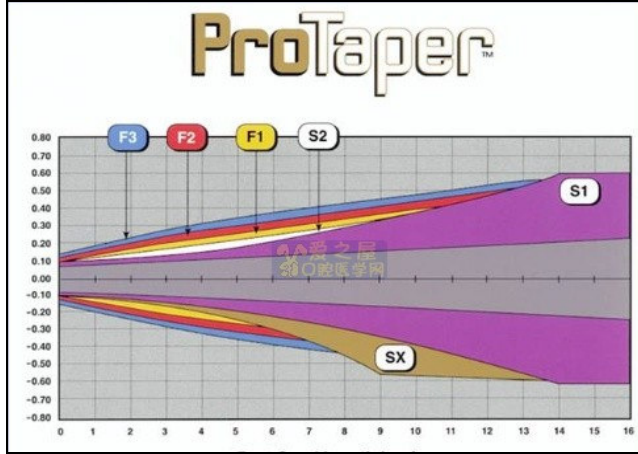
Üretici firma temelde ProTaper NiTi enstrümanların dar ve çeşitli eğimlerdeki zor kanalların şekillendirme işlemlerini çabuklaştırmak, yenilikçi enstrüman geometrisi ile yüksek etkinlik ve güvenliğe yönelik tasarımılandığını belirtmiştir. ProTaper enstrümanlar tedavinin tüm aşamalarını minimum sayıda enstrüman ile tamamlamak üzere dizayn edilmiştir. Aşamalı taper'lı enstrüman sayısı bir sette altı adete indirilmiştir. Crown-down işlemi için üç şekillendirici enstrüman ve apikal ve orta üçlünün şekillendirilmesi için üç adet bitirme enstrümanı mevcuttur. Üç şekillendirici enstrüman, şekillendirilen kanalın tümünde kontrollü kesme etkinliği göstermesi için tüm kesici yüzey boyunca artan taper açısına sahiptir.

ProTaper sistemde şu yenilikler mevcuttur:

- Aşamalı taper
- Modifiye rehber uç
- Enstrümanda yeni çapraz kesit
- Değişen helezon açıları ve mesafeleri
- Yeni kısa alet sapı

En önemli yenilik bir alet üzerinde değişen taper açılarıdır (Şekil 1.14). ProTaper enstrümanlar .035'ten .19'a değişen taper açılara sahiptir. Diğer bir yenilikse modifiye rehber uç ve değişen uç çaplarıdır. Üretici firma modifiye rehber ucun kanalı daha iyi takip etmeyi sağladığını ve değişen uç çapları ile enstrümanların, kanalın belli bölgelerinde diğer bölgelerde gerilim yaratmadan özel kesme hareketi uyguladığını belirtmişlerdir. Dentsply/Maillefer tarafından üretilen radyal yüzeyli ve U kesitli diğer eğe sistemleriyle (Profile ve GT sistem) karşılaştırıldığında ProTaper enstrümanlar konveks üçgen çapraz kesit sergilemektedir. Üretici firma bu dizaynın dentinle enstrümanın kesici kenarları arasında kontak alanını azalttığını ve böylece kök kanalını genişletmede uygulanan basıncın hafifletilirken torsiyonel (bükülme) gerilimin de azaldığını belirtmiştir. Diğer enstrümanlara göre geometrik yapıları karşılaştırıldığında diğerleri pasif kesme açısına sahipken ProTaper sistem torsiyonel gerilimi azaltan ve enstrümanın etkinliğini arttıran aktif kesme hareketi ile çalışır.

Ayrıca, enstrümanın kesme özelliğini geliştiren yeni dizayn özelliği olan helezonik açı ve dengelenmiş yivler debrisleri kök kanalından daha iyi uzaklaştırmaya yardımcı olur ve enstrümanın kanal içine vidalanmasını engeller. Enstrümanın sap kısmı ulaşımı zor olan posterior bölgelere rahat ulaşım için 15 mm'den 12,54 mm'ye kısaltılmıştır.



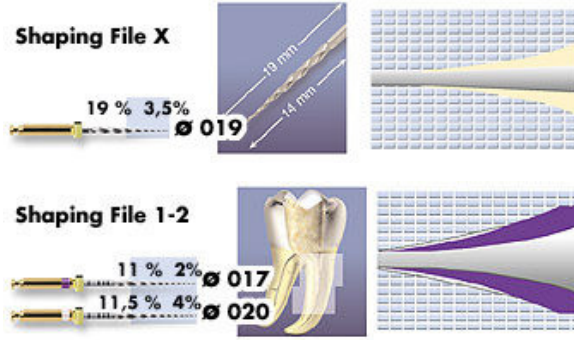
Şekil1.14: ProTaper enstrümanlarının taper değişimlerini gösteren diyagram

1.5.2.1. Şekillendirici Enstrümanlar

İlk şekillendirici enstrüman X ya da SX olarak bilinen yardımcı şekillendirici enstrümandır. SX sapında tanımlayıcı şeridi olmaması ile diğerlerinden ayrılır ve şekil olarak Eiffel Kulesini anımsatmaktadır. ProTaper sistemin tüm şekillendirici enstrümanları artan taper açısına sahiptir. SX en yüksek artışa sahiptir (Şekil 1.15).

Enstrüman fırçalama hareketi ile kullanılır ve Gates-Glidden frezlerin yerini almak üzere dizayn edilmiştir. D10 çapı 1,1 mm'dir ve Gates-Glidden frezlerin dört numarasına karşılık gelmektedir.

S2 kök kanal sisteminin orta kısmını şekillendirmek için tasarlanmışken S1 koronal kısmın şekillendirilmesi için tasarlanmıştır. Bu enstrümanlar preflaring işleminden sonra apikal bölgeyi daha iyi şekillendirmek için çalışma boyu uzunluğunda da kullanılırlar.



Şekil 1.15: ProTaper şekillendirici enstrümanların uç çapları ve değişen taper yapıları

1.5.2.2. Bitirme Enstrümanları

Bitirme enstrümanları F1, F2 ve F3 saplarında sarı, mavi ve kırmızı tanımlayıcı halkalara sahiptirler (Şekil 1.16). Üretici firma azalan taper açısının enstrüman içerisinde devamlı bir esneklik sağladığını ve enstrümanın sap kısmında çapının çok fazla artmasını engellediğini belirtmiştir. Bu enstrümanlar apikal preparasyona ek olarak orta bölgeyi de şekillendirmek için geliştirilmiştir. Son olarak daha geniş kanalları şekillendirmek için F4 ve F5 enstrümanlar kullanıma sunulmuştur.

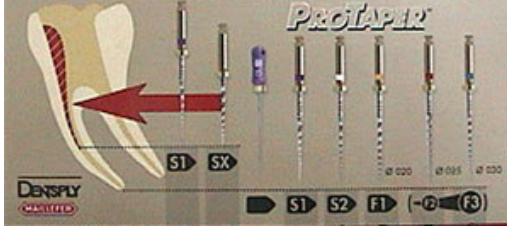


Şekil 1.16: ProTaper bitirme enstrümanların uç çapları ve değişen taper yapıları

1.5.2.3. ProTaper Enstrümanlarla Preparasyon Aşamaları

Sırası ile S1 ve Sx enstrümanlarla kök kanalına giriş sağlandıktan sonra kanal boyu tespiti yapılır. Daha sonra çalışma boyutunda S1, S2, F1, F2

ve F3 enstrümanlar ile preparasyon yapıldıktan sonra rekapütilyon işlemi için tekrar F2 ve F3 enstrümanlar kullanılarak preparasyon işlemi tamamlanır (Şekil 1.17).



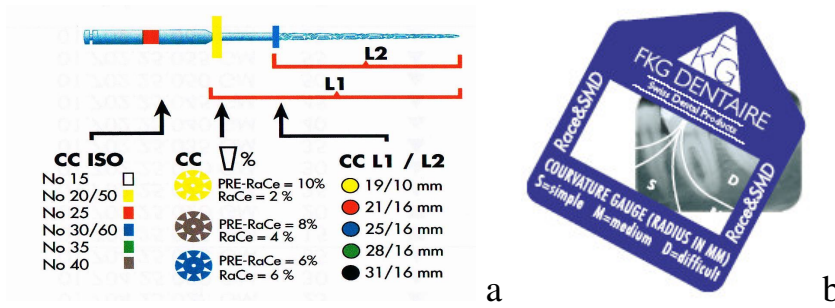
Şekil 1.17: ProTaper enstrümanlar ile preparasyon şeması

1.5.3. RaCe™ (Reamer with Alternating Cutting Edge) (Reamer ve Dalgalı Kesme Kenarı)

Yeni nesil NiTi döner alet sistemidir. Üretici firma RaCe (FKG, Chaux de Fonds, İsviçre) enstrümanlar ile güvenli, kolay ve devamlı dönme hareketinin yüklenmeleri sebebiyle oluşan limitleri hafifletmeye yönelik bir gelişim amaçladıklarını belirtmiştir. Üçgen kesitli keskin kenarlar ve dalgalı kesme kenarlı RaCe enstrümanlar ile endodonti pratiğinde şu avantajları sağlamak istediklerini belirtmişlerdir:

- Az bir çalışma torku ve dalgalı kesme kenarları ile vidalanma hareketini ve sıkışmayı elimine etmek
- Keskin köşeler ile optimum kesme etkisi yaratmak
- Üçgen kesit ve dalgalı kesme kenarları ile etkili bir şekilde dentin artıklarının boşaltılması
- Güvenli uç kısmı ile kanal merkezinde kalmak

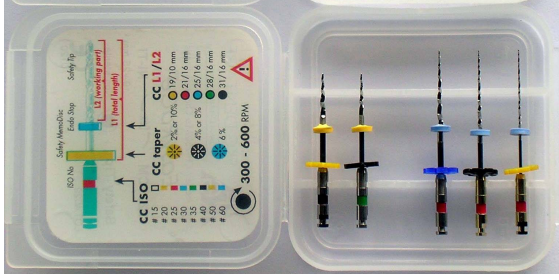
Üretici firma kanal şekillendirilmesi için ihtiyaç duyulan enstrüman sayısını azaltarak zaman tasarrufu ve konfor sağlanmayı amaçladığını belirtmiştir. Sistemde .02 (sarı stoper), .04 (siyah stoper), .06 (mavi stoper), .08 (siyah stoper) ve .10 (sarı stoper) taper açılı enstrümanlar mevcuttur. Kit içinde mevcut olan açılı kartına göre kolay, orta ve zor kanal tespiti yapılır. Kullanım şekline göre crown-down ve step-back tekniğine uygun sistemler mevcuttur. Mevcut enstrümanlar, enstrüman uzunluğu ve kesici kenar uzunlukları ile taper açıları şekil 1.18’de gösterilmiştir. Easy RaCe ve Xtreme RaCe kitleri şekil 1.19 ve şekil 1.21’de gösterilmiştir.



Şekil 1.18: a) RaCe enstrüman uzunlukları ve kesici kenar uzunlukları b) Açılı kartı

1.5.3.1. Kolay ve Orta Zorluktaki Kanallarda Easy RaCe kullanımı

Giriş kavitesi açıldıktan sonra kanal ağzları tespit edilir. 10 numaralı eğe ile yaklaşık çalışma boyutunda ilerlenerek yol tayin edilir. Koronal ve orta üçlünün preparasyonu Pre-RaCe 40/10 ve 35/08 kullanılarak tamamlanır. Bu noktada elektronik apeks bulucular ya da radyografiler ile çalışma boyutu tespit edilir. Kanalin geri kalan kısmı şu şekilde şekillendirilir:



Şekil 1.19: Easy RaCe enstrüman kiti

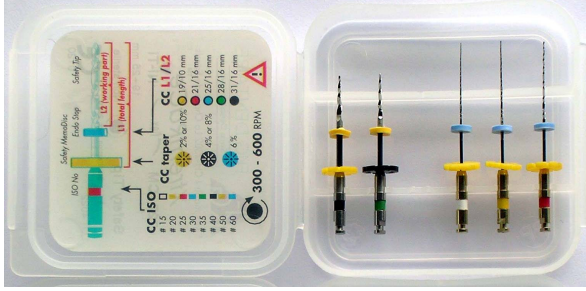
25/.06 ile herhangi bir direnç hissedilene kadar ya da çalışma boyuna ulaşana dek ilerlenir ve 25/.04 ile aynı işlem devam ettirilir, ihtiyaç halinde 25/.02 ile aynı işlemlere devam edilir. Rekapütülasyon işlemi tavsiye edilmektedir (Şekil 1.20).



Şekil 1.20: Easy RaCe şekillendirme sıralaması

1.5.3.2. Zor Kanallarda Xtreme RaCe Kullanımı

Kanal girişi easy RaCe ile aynı prosedürle prepare edilir. İyi bir giriş başarılı kanal preparasyonu için şarttır. Çalışma boyutu tespitinin ardından temel Xtreme set ile 15/.02 > 20/.02 > 25/.02 enstrümanlar step-back tekniği ile yapılır. Preparasyon sadece .02 taper kullanılarak isteğe uygun olarak tamamlanır (Şekil 1.22).



Şekil 1.21: Extreme RaCe enstrüman kiti



Şekil 1.22: Xtreme RaCe şekillendirme sıralaması

1.6. Konu ile İlgili Araştırmalar

Walia ve arkadaşları (1989), 15 numara kök kanal enstrümanı üretimi için kullanılan 0,020 inçlik nitinol tel ile paslanmaz çelik kanal aletlerinin bükülme ve eğilme özelliklerini karşılaştırmışlardır. Saat yönünde ve saat yönü tersinde meydana gelen kırıkları SEM altında incelemişlerdir. Metal çapaklarının elektro-parlatma uygulanan paslanmaz çelik enstrümanlarda uygulanmamış NiTi enstrümanlardan daha az olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca NiTi enstrümanların bükülme ve torsiyon testlerinde paslanmaz çelik enstrümanlara oranla daha esnek olduğunu belirtmişlerdir.

Pruett ve arkadaşları (1997), yaptıkları nikel-titanyum endodontik enstrümanların döngüsel yorgunluk testinde paslanmaz çelik tüplerle 30°, 45° ve 60° eğimli kurvatür çapları 2 ve 5 mm olan yapay kök kanalları

oluşturmuşlardır. Deneylerinde 30 ve 40 numaralı Lightspeed enstrümanları kullanmışlar ve kanal kurvaturu ile hızın kırılma üzerindeki etkisini araştırmışlardır. 750, 1300 ve 2000 rpm hızları 10 g-cm kuvvetle uygulamışlar ve hızın yorgunluk üzerinde bir etkinliği olmadığını ancak enstrüman çapının etkili olduğunu bildirmişlerdir. 40 numaralı enstrümanlar 30 numaralı enstrümanlara göre daha çabuk kırılmaya uğramışlardır. Kurvatür eğiminin azalmasının da kırılma üzerinde azaltıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Yared ve arkadaşları (1999), 134 insan mandibular molar dişinin 225 mesial kökünde ProFile enstrümanların (15-40 .06 taper) metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Enstrümanları crown-down tekniği ile kullanmışlardır. İrrigasyon solüsyonu olarak NaOCl kullanılan araştırmada 40 numaralı enstrümanların kırılmaya en yatkın olan enstrümanlar olduğunu bildirmişlerdir. Kuru hava sterilizasyonunun ve NaOCl kullanımının metal yorgunluğu üzerinde anlamlı bir etkinliği olmadığını bulmuşlardır.

Sattapan ve arkadaşları (2000) klinik kullanım sonrasında 378 adet Quantec serisi NiTi dönen enstrümanda meydana gelen defekt türlerini araştırmışlardır. Örneklerin %50'sinde gözle görülür defekt olduğunu ve bunların %21'inin kırılma sonucu oluştuğunu bulmuşlardır. Kırılmanın %55,7'sinin torsiyonel %44,3'ünün fleksural yorgunluk ile gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Zelada ve arkadaşları (2002) kök kanal kurvatürünün ve dönme hızının NiTi dönen endodontik enstrümanların kırılmaları üzerindeki etkilerini

araştırmışlardır. Bunun için 30°'den küçük ve 30°'den büyük 120 adet çekilmiş molar diş kanalı kullanmışlardır. Enstrümanları 150, 250 ve 350 rpm hızlarda kullanmışlardır. Kurvatürün enstrüman kırılması üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. 250 ve 350 rpm hızlarda kırılmanın 150 rpm hızdan daha çabuk gerçekleştiğini de belirtmişlerdir.

Arens ve arkadaşları (2003), tek kullanım sonrası NiTi dönen enstrümanları değerlendirmişlerdir. ProFile .04 taper açılı sorti set klinik şartlarında kullanmışlardır. Toplamda 786 adet enstrümanı X16 büyütmede defekt olup olmasına ve defektin tipine göre incelemişlerdir. En çok defekti 20 numaralı enstrüman grubunda en az defekt ise 35 numaralı enstrüman grubunda gözlemlemişlerdir.

Best ve arkadaşları (2004), ProFile .06 taper açılı 30 numaralı enstrümanın bükülme yorgunluğunu ANSI/ADA no.28 spesifikasyonu doğrultusunda değerlendirmişlerdir. 200°, 150°, 100°, 50°, 25°, 10°, 5° ve 2,5° eğimlerde gerçekleştirdikleri testlerin sonuçlarına göre yüksek eğimlerde enstrümanların daha çabuk kırıldıklarını bulmuşlardır. 2,5° eğimde ise kırılmanın olmadığını da bildirmişlerdir.

Parashos ve arkadaşları (2004), klinik kullanım sonrasında NiTi dönen enstrümanlarda defekt oluşumunu incelemişlerdir. Bunun için farklı ülkelerden 14 endodontistten alınarak toplanan 7159 enstrümanın defektleri ve kullanım sayılarını değerlendirmişlerdir. Aletlerin %83'ünde hiç defekt gözlenmezken %12'sinde spirallerde açılma ve %5'inde (%1,5 torsiyonel, %3,5 fleksural) kırılma gözlendiğini bildirmişlerdir.

Bahia ve arkadaşları (2005), ProFile .06 taper açılı 30 numara enstrümanın üretimi için kullanılan nitinol tel ile işlenmiş enstrümanın döngüsel yorgunluğunu analiz etmişlerdir. Kırık yüzeylerini SEM altında incelemişlerdir. Azami yük altında stres ve kırılma anında plastik gerilim aynı kalırken, endodontik enstrümanların geri dönüşünü sağlayan güçlerle alakalı olan süperelastik davranış için kritik stresin %27 kadar düştüğünü bulmuşlardır.

Lopes ve arkadaşları (2007), ProTaper enstrümanların döngüsel yorgunluğunu araştırmışlardır. Bu deney için 12 adet enstrüman kullanmışlardır. Ve paslanmaz çelikten üretilmiş 6 mm çapında 90° (9,4 mm) ve 135° (14,1 mm) eğimlere sahip tüpleri yapay kanal olarak kullanmışlardır. Kırık enstrüman yüzeylerinde plastik deformasyon gözlenmediğini bildirmişlerdir. Kırılma sürecinin kanal ark uzunluğu ile ters orantılı bir ilişkisinin olduğunu göstermişlerdir

Cheung ve Darvell (2007a), NiTi dönen enstrümanları yorgunluk testine tabi tutmuşlardır. Bunun için 25 numaralı .04 ve .06 taperlı ProFile enstrümanları kullanmışlardır. Toplamda 212 adet enstrüman test edilmiştir. Farklı kurvatur eğimlerinde, su ile kuru ortam altında gerçekleştirilen testler sonucunda kırık hatlarını SEM altında incelenmiştir. Su ortamının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha zarar verici olduğunu bulmuşlardır.

Cheung ve Darvell (2007b), farklı kesitlere sahip olana NiTi dönen endodontik enstrümanların 250 rpm'de farklı eğimlerde yorgunluklarını karşılaştırmışlardır. Bu amaçla ProFile, K3, HeroShaper ve FlexMaster

enstrümanları kullanılmıştır. Kırılan parça uzunluklarını ölçerek kırık yüzeylerini SEM altında incelemişlerdir. Dönüş sayısını kronometre ve elektronik kırılma saptayıcı ile ölçmüşlerdir. Enstrümanın kesitinin yorgunluk ömrünü etkilemediğini ve yüzey gerilim büyüklüğünün yorgunluk üzerinde ters orantılı olarak etkili olduğunu bulmuşlardır.

İnan ve arkadaşları (2007a) ProTaper enstrümanların metal yorgunlukları ile ilgili yaptıkları araştırmalarında yüz adet enstrümanı 5 ve 10 mm'lik çaplara sahip paslanmaz çelik yapay kanallar içinde 250 rpm hızda tork kontrollü elektronik mikromotor kullanarak test etmişlerdir. Eğimin ve enstrüman çapının kırılma üzerinde etkili olduğunu bulmuşlardır.

1.7. Amaç

NiTi dönen enstrümanlarda kök kanlının şekillendirilmesi sürecinde kök eğimi, kanal darlığı gibi etkenler nedeni ile bir takım hasarlar meydana gelebilmekte hatta kırılabilmektedirler. Üretici firmalar enstrümanlarla ilgili bazı ortalama kullanım süreleri tavsiye etmiş olmalarına rağmen ilk kullanımda dahi enstrüman kırılmalarına halen bir açıklama getirilememiştir.

NiTi dönen enstrümanlar paslanmaz çelik enstrümanlara göre daha esnek olmaları nedeni ile özellikle eğri kök kanallarının şekillendirilmesi işleminde ön plana çıkmaktadırlar. Araştırmamızda; üç farklı NiTi enstrümanın eğimli kök kanallarında tavsiye edilen kitlerinin (HeroShaper, ProTaper, RaCe) klinik kullanımlarında oluşabilecek fleksural yorgunluklarının nasıl bir sonuç doğurabileceği konusunda

bilgi sahibi olmayı ve kullanımları sonrasında meydana gelen metal yorgunluklarını araştırmayı amaçladık. Böylece enstrümanların kök kanalının şekillendirilmesi işleminden etkilenme düzeylerini öğrenerek kırılma davranışları hakkında bilgi edinmeyi ve dikkat edilmesi gereken durumları belirlemeyi amaçladık.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

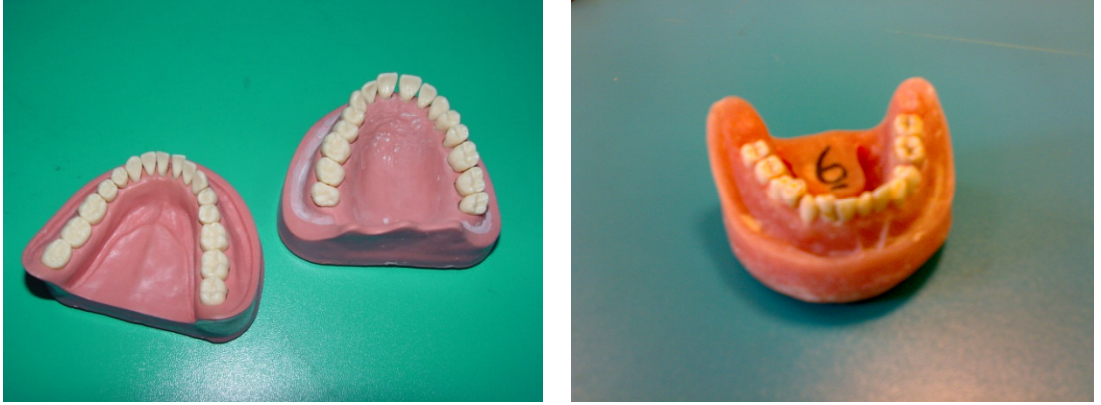
Çalışmamız iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada NiTi enstrümanların klinik olarak kullanılması işlemi gerçekleştirilirken ikinci aşama ise, hem klinik olarak kullanılmış hem de hiç kullanılmamış enstrümanların deney düzeneğine yerleştirilerek kırılma sürelerinin hesaplanması işlemi yapılmıştır. Birinci aşamada enstrüman kırılması riskine karşın kök kanalı şekillendirme işlemleri simülasyon hastalar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla 60 adet simülasyon hasta alt çene modeli (fantom modeller) oluşturulmuştur (Resim 2.1). Model oluşturma işlemi için kök eğimleri 30-60° arasında olan 60'ar adet çekilmiş alt premolar ve molar insan dişi kullanılmıştır. Dişler deneyin yapılacağı zamana kadar %100 nemli ortamda 37 C°'de saklanmıştır. Her model için bir molar ve bir premolar diş rastgele dağıtılarak model oluşturma işlemi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca deney ve kontrol gruplarının metal yorgunluklarının karşılaştırılması için deney düzeneği hazırlanmıştır.

2.1. Model Oluşturulması

Simülasyon hastalara ait alt çene modeli (UKV16-KAVO Dental GmbH, Biberach, İsviçre) üzerine plastik dişler yerleştirildikten sonra silikon esaslı ölçü maddesi ile alt çene ölçüsü tüm modeli kapsayacak şekilde alınmıştır. Ölçü maddesi sertleştikten sonra model ölçüden dikkatli bir şekilde çıkarılmıştır. Elde edeceğimiz yeni alt çene modelini simülasyon hastamıza uygulayabilmek için orijinal modelin alt kısmında bulunan

oluk ve vida yerleri karton üzerine aktarılarak negatif bir alt şablon oluşturulmuştur.

Molar ve premolar dişler apikal bölgeleri hem kök içerisine akrilik madde kaçmasını önlemek hem de apikal açıklığın tıkanmaması için dental mum ile kapatılarak elde edilen silikon esaslı ölçü içerisine yerleştirilmiştir. Ölçü içerisinde geri kalan bölge tamamen otopolimerizan metil metakrilat ile doldurularak polimerizasyon süreci beklenmiştir. Akril polimerizasyonu sırasında hazırlanan alt şablon vasıtası ile vida yerine yerleştirilerek oluklar akrilik model üzerine aktarılmıştır. Model polimerize olduktan sonra ölçüden uzaklaştırılarak tesviye ve polisajı yapılmıştır. Tüm modeller bu yöntemle hazırlanmıştır.



Resim2.1: Plastik fantom modeller ve deneyde kullandığımız model örneği

2.2. Şekillendirme

Hazırlanan modeller simülasyon hastalara (Resim2.2) yerleştirilerek endodontik giriş kavimleri açılmış ve 10 K tipi eğe ile dijital röntgen cihazında her diş için çalışma boyutu tespit edilerek kaydedilmiştir. Modellere rubber-dam uygulanarak deney grubu enstrümanlar ile kök

kanalı şekillendirme işlemine başlanmıştır. Şekillendirme işlemi için NSK Endomate DT (Nakanishi Inc., Tochigi, Japonya) tork kontrollü elektrikli mikromotor sistemi kullanılmıştır. Enstrüman grupları şu şekilde belirlenmiştir:

Deney grubu için; Grup I; HeroShaper (80 adet), Grup II; ProTaper (120 adet) ve Grup III; RaCe (100 adet) NiTi dönen enstrüman kitlerinden oluşmaktadır. Kontrol grubu için; Grup 4; HeroShaper (80 adet), Grup 5; ProTaper (120 adet) ve Grup 6; RaCe (100 adet) NiTi dönen enstrüman kitlerinden oluşmaktadır. Tüm enstrüman kitleri numaralandırılarak sterilizasyon poşetlerine yerleştirilmiştir. Otoklavda sterilizasyon işlemi tamamlandıktan sonra deney grubu enstrümanları aşağıda anlatıldığı şekilde kullanılmıştır:



Resim 2.2: Rubber-dam uygulanmış simülasyon hasta

Grup I (HeroShaper) : Üretici firma önerileri doğrultusunda 400 rpm hızda ve belirtilen tork kuvvetlerinde zor kanal prosedüründe preparasyon yapılmıştır (Çizelge 2.1). Enstrüman değişimlerinde 2 ml % 5,25'lik NaOCl (Sultan Chemists inc., Englewood, USA) ile irrigasyon yapılmıştır.

Eğе Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (ncm)	Hız (rpm)
20/,06	2/3 ÇB	1,2	400
20/,04	ÇB	0,6	400
25/,04	ÇB	0,8	400
30/,04	ÇB	1	400

Çizelge 2.1: HeroShaper enstrüman grubu kullanım şekli

Grup II (ProTaper) : S1 enstrüman ile ilk giriş sağlandıktan sonra SX enstrümanı ile kanal ağzı genişletilmiştir. Enstrümanlar çizelge 2.2’deki sıra ile 250 rpm hızda kullanılarak her enstrüman değişiminde 2 ml % 5,25’lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.

Eğе Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (ncm)	Hız (rpm)
S1	14 mm	3	250
SX	8 mm	3	250
S1	ÇB	3	250
S2	ÇB	1	250
F1	ÇB	2	250
F2	ÇB	2	250
F3	ÇB	2	250

Çizelge 2.2: ProTaper enstrüman grubu kullanım şekli

Grup III (RaCe) : RaCe enstrümanlar çizelge 2.3’de belirtilen sırayla ve 500 rpm hızda kullanılmıştır. Kanaldan debrislerin uzaklaştırılması

amacı ile her enstrüman değişiminde 2 ml % 5,25'lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.

PreRaCe File (NiTi)	Çalışma Uzunluğu	Tork (ncm)	Hız (rpm)
40/.10	1/3 ÇB	1,5	500
35/.08	2/3 ÇB	1,5	500
RaCe File (NiTi)			
15/.02	ÇB	0,5	500
20/.02	ÇB	0,5	500
25/.02	ÇB	0,5	500

Çizelge 2.3: RaCe enstrüman grubu kullanım şekli

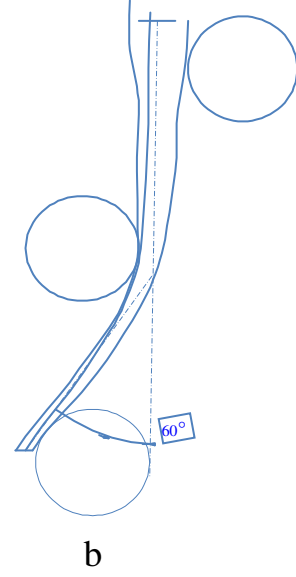
2.3. Fleksural Yorgunluğun Değerlendirilmesi İçin Deney Düzeneklerinin Hazırlanması

Deney düzeneklerinin hazırlanması için konu ile ilgili yapılan araştırmalardaki düzenekler incelenerek sürtünmenin minimum düzeyde olması ve standardizasyonun sağlanması amacı ile Cheung ve Darvell'in (2007a) deney düzenekleri örnek alınmıştır. Deney düzeneklerinin hazırlanması için 40x40 cm. bir alüminyum plaka üzerinde eğelerin eğimli bir şekilde yerleştirilmesi amacı ile 5 mm mesafe ile 5 mm çaplarında alüminyum pinler yerleştirilmiştir. Angldruvanın yerleştirileceği yer ayarlanarak angldruva sabitlenmiştir (Resim 2.3). Deney sırasında kırılma süresini hesaplamak amacı ile kronometre düzenekleri hazırlanmıştır. Devre, mikro motorun çalışması ile birlikte

başlatılmakta kırılma meydana geldiği anda kronometre durmaktadır. Orifice shaperlar için ayrı düzenek hazırlanmıştır. Aşınma meydana geleceği için tüm ayaklar her eğe grubu için yenilenmiştir. Eğelerin çalışma esnasında herhangi bir şekilde oynamaması için pinler üzerinde rehber oluklar oluşturulmuştur. Tüm eğeler 350 rpm hız ve 2 ncm tork kuvveti ile tork kontrollü elektrikli mikromotor ile test edilmiştir.



a



b

Resim 2.3: Deney düzeneği (a) ve enstrümanın deney düzeneği ile yaptığı açının şematize edilmiş hali (b)

2.4. Grupların test edilmesi

2.4.1. Deney Grupları

Grup 1; HeroShaper, Grup 2; ProTaper ve Grup 3; RaCe enstrüman gruplarından oluşturulmuştur. Herbiri dört kez kullanılarak her kullanımdan sonra steril edilen deney grubu enstrümanları ayrı ayrı deney düzeneğine yerleştirilerek deney başlatılmıştır. Sürtünme nedeni ile ısı artışı ihtimalini elimine etmek için hava spreyi ile soğutma sağlanmıştır. Her enstrüman gözlemci tarafından kontrol edilerek

düzenekte oluşabilecek aksaklıklar kontrol altına alınmıştır. Her enstrümanın kırılma süresi ayrı ayrı kaydedilmiştir.

2.4.2. Kontrol Grupları

Grup 4; HeroShaper, Grup 5; ProTaper ve Grup 6; RaCe enstrüman gruplarından oluşturulmuştur. Tüm enstrüman kitleri sterilizasyon paketlerine yerleştirilerek otoklavda steril edilmiştir. Her enstrüman deney grubu enstrümanları ile aynı şekilde test düzeneğine yerleştirilerek kırılma gerçekleşene kadar geçen süre kayıt altına alınmıştır.

2.5. Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi

Test cihazına bağlı kronometre değerleri her grup için ayrı ayrı Microsoft Excel yazılımında tablo olarak hazırlandı. Sütunlar enstrüman kalınlıklarını satırlar ise örnek numaralarını gösterecek şekilde düzenlenmiştir. Gruplar içerisinde enstrümanlar arasında istatistiksel değerlendirmeler yapılmıştır. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar için ve grup içi çoklu karşılaştırmalar ANOVA testi ile yapılmıştır. Daha sonra anlamlı farklılık olan gruplarda Schaffe metodu uygulanarak istatistiksel değerlendirme yapılmıştır. $P < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Analizler SPSS 15 yazılımı ile gerçekleştirilmiştir.

3. BULGULAR

Çalışmamız için üç farklı üretici firmaya ait olan dönen NiTi enstrüman setinin zor kanallar için tavsiye edilen kitleri ve o kitlere ait üretici firma prosedürleri uygulanmıştır. Simülasyon hastaların molar ve premolar dişlerinin preparasyonunda kullanılarak deney düzeneği üzerinde kırılana kadar test edilen deney grubu enstrümanlara ait veriler ile otoklavda steril edildikten sonra deney düzeneğine yerleştirilerek kırılana kadar test edilen yeni NiTi dönen enstrümanlara ait bulgular çizelgelerde ve şekillerde süre (sn) ve tur cinsinden gösterilmiştir.

Üç farklı enstrüman kitinden HeroShaper enstrüman kiti deney grubuna ait veriler Çizelge 3.1, 3.2’de, HeroShaper enstrüman kiti kontrol grubuna ait veriler ise Çizelge 3.3 ve 3.4’de gösterilmiştir. ProTaper enstrüman kiti deney grubuna ait veriler Çizelge 3.5 ve 3.6’da, ProTaper enstrüman kiti kontrol grubuna ait veriler ise Çizelge 3.7 ve 3.8’de gösterilmiştir. RaCe enstrüman kiti deney grubuna ait veriler Çizelge 3.9 ve 3.10’da, RaCe enstrüman kiti kontrol grubuna ait veriler ise Çizelge 3.11 ve 3.12’de gösterilmiştir.

Şekil 3.1 HeroShaper deney ve kontrol grupları ortalama süre değerlerinin karşılaştırmasını göstermektedir. Şekil 3.2 HeroShaper deney ve kontrol grupları ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırmasını, Şekil 3.3 ProTaper deney ve kontrol grupları ortalama süre değerlerinin karşılaştırmasını, Şekil 3.4 ProTaper deney ve kontrol grubu ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırmasını, Şekil 3.5 RaCe deney ve kontrol grupları ortalama süre değerlerinin karşılaştırmasını,

Şekil 3.6 RaCe deney ve kontrol grupları ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırmasını göstermektedir.

Çizelge 3.1: HeroShaper deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

	20 / .06	20 / .04	25 / .04	30 / .04
1	104	128,30	160,50	109,60
2	139,20	142,20	164,40	111,70
3	94,70	178,20	150,80	93,50
4	109,90	125,90	145,60	134,90
5	129,50	148,60	159	148
6	113,90	144,90	102,20	92,80
7	106	151,90	100,70	120,40
8	125,70	102,80	145,40	122,50
9	111,70	163	115,50	93,70
10	101,70	148,10	113,60	141
11	114	128,30	110,50	103,60
12	99,20	142,20	124,40	101,70
13	114,70	78,20	130,80	93,50
14	99,90	125,90	115,60	104,90
15	129,50	148,60	139	158
16	113,90	144,90	142,20	92,80
17	96	151,90	120,70	150,40
18	115,70	102,80	135,40	112,50
19	111,70	163	115,50	93,70
20	121,70	148,10	113,60	121
ortalama	112,63	138,39	130,27	115,01

Çizelge 3.2: HeroShaper deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

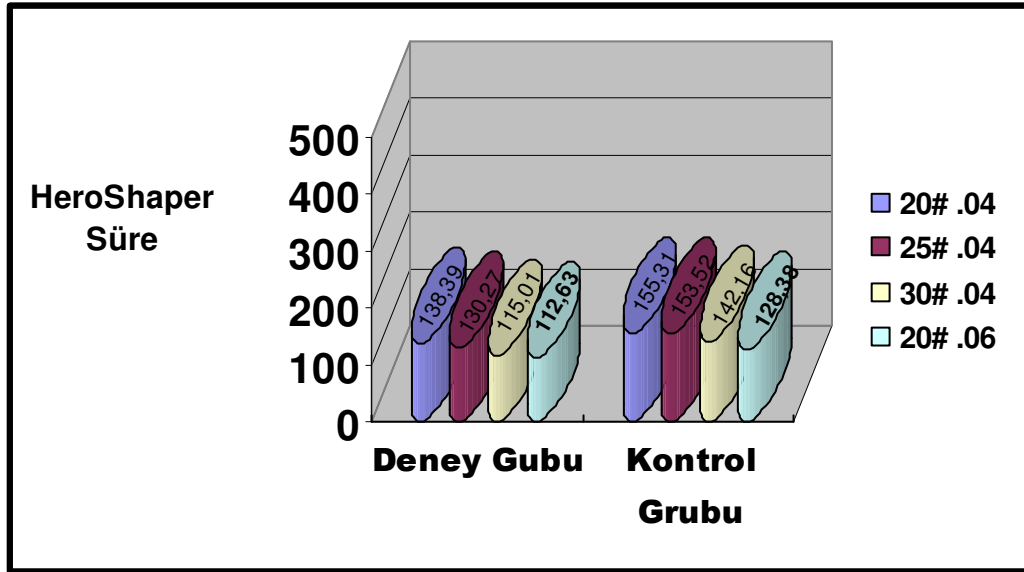
	20 / .06	20 / .04	25 / .04	30 / .04
1	606,67	748,42	936,25	639,33
2	812,00	829,50	959,00	651,58
3	552,42	1039,50	879,67	545,42
4	641,08	734,42	849,33	786,92
5	755,42	866,83	927,50	863,33
6	664,42	845,25	596,17	541,33
7	618,33	886,08	587,42	702,33
8	733,25	599,67	848,17	714,58
9	651,58	950,83	673,75	546,58
10	593,25	863,92	662,67	822,50
11	665,00	748,42	644,58	604,33
12	578,67	829,50	725,67	593,25
13	669,08	456,17	763,00	545,42
14	582,75	734,42	674,33	611,92
15	755,42	866,83	810,83	921,67
16	664,42	845,25	829,50	541,33
17	560,00	886,08	704,08	877,33
18	674,92	599,67	789,83	656,25
19	651,58	950,83	673,75	546,58
20	709,92	863,92	662,67	705,83
ortalama	657,01	807,28	759,91	670,89

Çizelge 3.3: HeroShaper kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

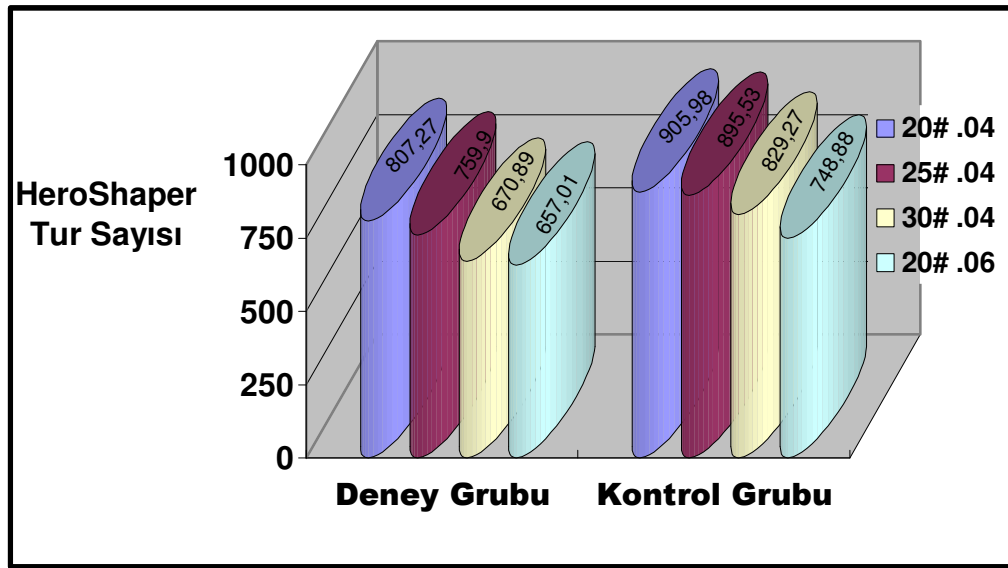
	20 / .06	20 / .04	25 / .04	30 / .04
1	107,30	156,70	194,80	127,80
2	101,00	121,60	189,10	138,10
3	142,80	181,70	85,10	81,80
4	109,20	138,20	98,90	185,10
5	134,70	179,50	171,60	179,50
6	182,00	148,40	163,00	169,20
7	144,30	150,10	188,50	93,50
8	128,00	126,00	152,90	143,40
9	107,00	177,60	146,50	163,40
10	114,50	123,00	132,50	129,70
11	110,00	166,80	190,00	130,90
12	121,20	136,90	190,10	115,00
13	130,20	129,80	80,00	92,10
14	99,40	139,40	108,10	190,40
15	134,20	180,10	180,60	189,40
16	190,40	140,00	155,10	160,10
17	141,10	179,50	128,50	100,50
18	130,20	185,40	192,10	144,00
19	99,00	190,00	143,00	136,40
20	141,10	155,50	180,00	172,90
ortalama	128,38	155,31	153,52	142,16

Çizelge 3.4: HeroShaper kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

	20 / .06	20 / .04	25 / .04	30 / .04
1	625,92	914,08	1136,33	745,50
2	589,17	709,33	1103,08	805,58
3	833,00	1059,92	496,42	477,17
4	637,00	806,17	576,92	1079,75
5	785,75	1047,08	1001,00	1047,08
6	1061,67	865,67	950,83	987,00
7	841,75	875,58	1099,58	545,42
8	746,67	735,00	891,92	836,50
9	624,17	1036,00	854,58	953,17
10	667,92	717,50	772,92	756,58
11	641,67	973,00	1108,33	763,58
12	707,00	798,58	1108,92	670,83
13	759,50	757,17	466,67	537,25
14	579,83	813,17	630,58	1110,67
15	782,83	1050,58	1053,50	1104,83
16	1110,67	816,67	904,75	933,92
17	823,08	1047,08	749,58	586,25
18	759,50	1081,50	1120,58	840,00
19	577,50	1108,33	834,17	795,67
20	823,08	907,08	1050,00	1008,58
ortalama	748,88	905,98	895,53	829,27



Şekil 3.1: HeroShaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 3.2: HeroShaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması

Çizelge 3.5: ProTaper deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

	SX	S1	S2	F1	F2	F3
1	146,9	136,2	154,2	109,8	128,1	133,3
2	161	155,3	156,8	167,6	150,8	142,6
3	112,7	161,7	192,9	101,8	199,3	115,1
4	100,3	125,3	185,7	111,2	99,7	110,4
5	126,6	116,7	167,4	149,6	147,9	142,8
6	114	158,7	153	197,7	106,1	116
7	120,4	147,4	167,8	144,3	233,6	113,5
8	121,6	169,6	168,2	153,4	151,5	46,5
9	141,6	182,7	188,7	164,6	109,7	140,5
10	103	121,3	194,9	142,3	154,6	122,6
11	130,9	136,2	164,2	109,8	128,1	133,3
12	121	155,3	150,7	167,6	150,8	142,6
13	112,8	161,7	137,6	101,8	199,3	105,1
14	126,3	125,3	145,4	111,2	99,7	130,4
15	106,6	116,7	157,7	149,6	147,9	142,8
16	124	158,7	193,4	197,7	106,1	106
17	142,4	147,4	161,8	144,3	133,6	113,5
18	111,6	169,6	188,2	153,4	151,5	46,5
19	101,6	182,7	180,4	164,6	109,7	140,5
20	125	121,3	154,7	142,3	154,6	122,6
ortalama	122,515	147,49	168,185	144,23	143,13	118,33

Çizelge 3.6: ProTaper deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

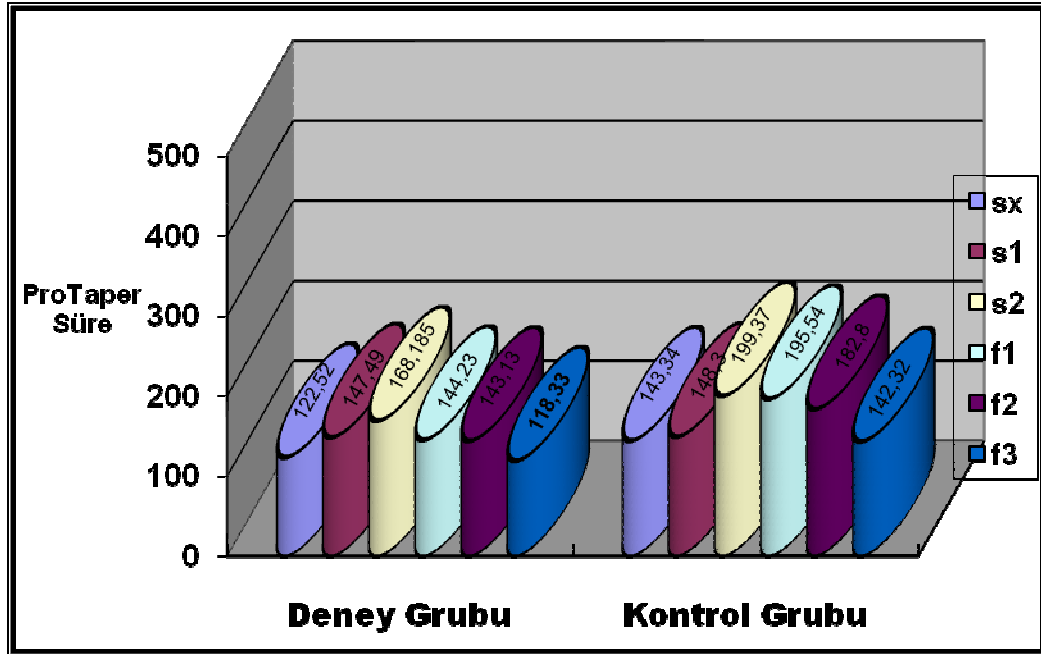
	SX	S1	S2	F1	F2	F3
1	856,92	794,50	899,50	640,50	747,25	777,58
2	939,17	905,92	914,67	977,67	879,67	831,83
3	657,42	943,25	1125,25	593,83	1162,58	671,42
4	585,08	730,92	1083,25	648,67	581,58	644,00
5	738,50	680,75	976,50	872,67	862,75	833,00
6	665,00	925,75	892,50	1153,25	618,92	676,67
7	702,33	859,83	978,83	841,75	1362,67	662,08
8	709,33	989,33	981,17	894,83	883,75	271,25
9	826,00	1065,75	1100,75	960,17	639,92	819,58
10	600,83	707,58	1136,92	830,08	901,83	715,17
11	763,58	794,50	957,83	640,50	747,25	777,58
12	705,83	905,92	879,08	977,67	879,67	831,83
13	658,00	943,25	802,67	593,83	1162,58	613,08
14	736,75	730,92	848,17	648,67	581,58	760,67
15	621,83	680,75	919,92	872,67	862,75	833,00
16	723,33	925,75	1128,17	1153,25	618,92	618,33
17	830,67	859,83	943,83	841,75	779,33	662,08
18	651,00	989,33	1097,83	894,83	883,75	271,25
19	592,67	1065,75	1052,33	960,17	639,92	819,58
20	729,17	707,58	902,42	830,08	901,83	715,17
ortalama	728,06	860,36	1008,93	841,34	864,09	690,26

Çizelge 3.7: ProTaper kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

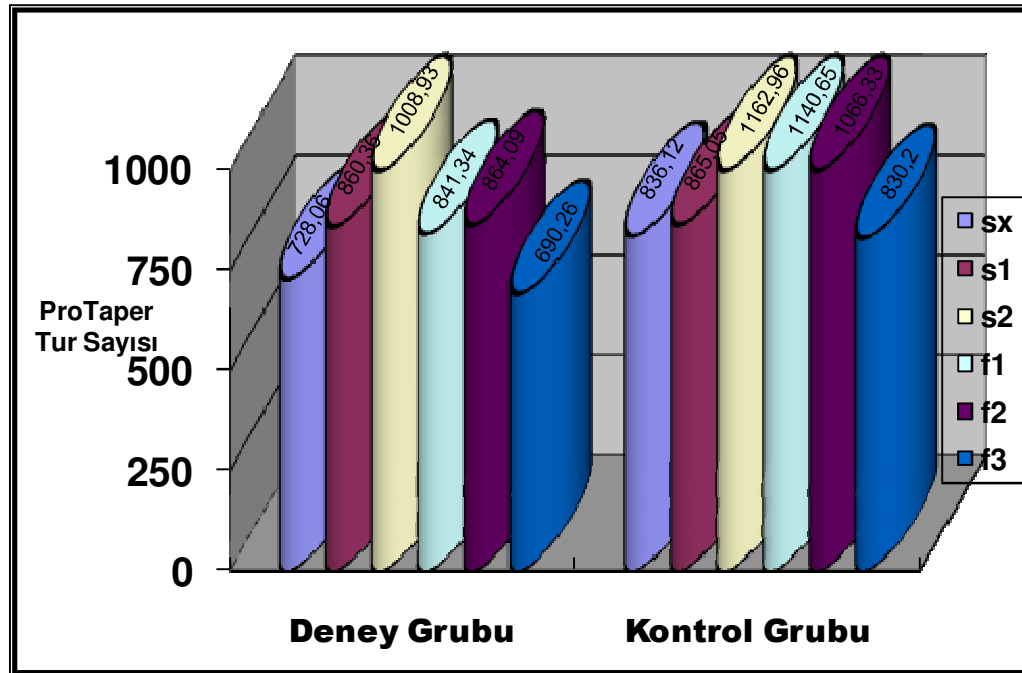
	SX	S1	S2	F1	F2	F3
1	177,80	151,50	199,20	232,50	182,90	149,20
2	177,60	177,70	183,70	163,10	159,80	148,80
3	178,60	173,20	196,50	192,00	198,80	128,90
4	125,30	111,80	248,10	188,00	194,70	114,20
5	144,40	190,10	181,60	140,60	183,20	120,20
6	149,70	142,00	199,30	266,50	171,90	113,80
7	134,40	104,00	139,10	181,50	171,80	143,70
8	124,30	116,20	175,40	177,80	170,00	137,80
9	156,40	181,20	219,10	153,20	181,40	155,10
10	124,90	184,10	227,30	226,10	196,90	174,70
11	147,00	111,10	189,90	253,40	202,00	159,20
12	117,00	127,60	203,50	168,00	119,70	141,80
13	170,40	153,70	199,60	182,10	218,40	128,90
14	120,40	121,70	222,10	180,90	204,00	117,70
15	141,10	100,20	191,80	240,60	180,10	133,40
16	140,40	192,00	209,40	246,40	175,60	167,70
17	130,40	124,00	109,80	191,50	191,40	170,10
18	94,30	117,20	205,40	199,80	171,40	130,00
19	164,40	191,70	229,10	183,00	191,30	166,60
20	147,90	194,90	257,40	143,80	190,70	144,60
ortalama	143,34	148,30	199,37	195,54	182,80	142,32

Çizelge 3.8: ProTaper kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

	SX	S1	S2	F1	F2	F3
1	1037,17	883,75	1162,00	1356,25	1066,92	870,33
2	1036,00	1036,58	1071,58	951,42	932,17	868,00
3	1041,83	1010,33	1146,25	1120,00	1159,67	751,92
4	730,92	652,17	1447,25	1096,67	1135,75	666,17
5	842,33	1108,92	1059,33	820,17	1068,67	701,17
6	873,25	828,33	1162,58	1554,58	1002,75	663,83
7	784,00	606,67	811,42	1058,75	1002,17	838,25
8	725,08	677,83	1023,17	1037,17	991,67	803,83
9	912,33	1057,00	1278,08	893,67	1058,17	904,75
10	728,58	1073,92	1325,92	1318,92	1148,58	1019,08
11	857,50	648,08	1107,75	1478,17	1178,33	928,67
12	682,50	744,33	1187,08	980,00	698,25	827,17
13	994,00	896,58	1164,33	1062,25	1274,00	751,92
14	702,33	709,92	1295,58	1055,25	1190,00	686,58
15	823,08	584,50	1118,83	1403,50	1050,58	778,17
16	819,00	1120,00	1221,50	1437,33	1024,33	978,25
17	760,67	723,33	640,50	1117,08	1116,50	992,25
18	550,08	683,67	1198,17	1165,50	999,83	758,33
19	959,00	1118,25	1336,42	1067,50	1115,92	971,83
20	862,75	1136,92	1501,50	838,83	1112,42	843,50
ort.	836,12	865,05	1162,96	1140,65	1066,33	830,20



Şekil 3.3: ProTaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 3.4: ProTaper deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması

Çizelge 3.9: RaCe deney grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

	15 / .02	20 / .02	25 / .02	35	40
1	311	201,5	247,3	147,6	131,5
2	370	268,1	226,7	180,1	170,7
3	299,6	287,4	221,2	189,1	180,7
4	370,8	231,4	282,5	203,5	174,8
5	304,2	278,6	253	184,7	166,2
6	330	269	223,6	212,7	202,6
7	332,2	234,4	226,4	179,4	172,2
8	340,4	243,9	245,3	179,7	171,9
9	283,6	273,5	253,1	218,4	162,9
10	364,5	269,3	219,8	180,5	161,5
11	311	201,5	247,3	157,6	130,5
12	370	268,1	226,7	184,1	175,7
13	299,6	287,4	421,2	182,2	182,7
14	370,8	231,4	282,5	213,1	179,8
15	304,2	278,6	253	183,9	176,2
16	230	269	223,6	202,7	192,6
17	332,2	234,4	226,4	199,4	182,2
18	340,4	243,9	245,3	189,8	171,1
19	283,6	273,5	293,1	210,2	183,9
20	364,5	269,3	219,8	194,6	178,5
ortalama	325,63	255,71	251,89	189,665	172,41

Çizelge 3.10: RaCe deney grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

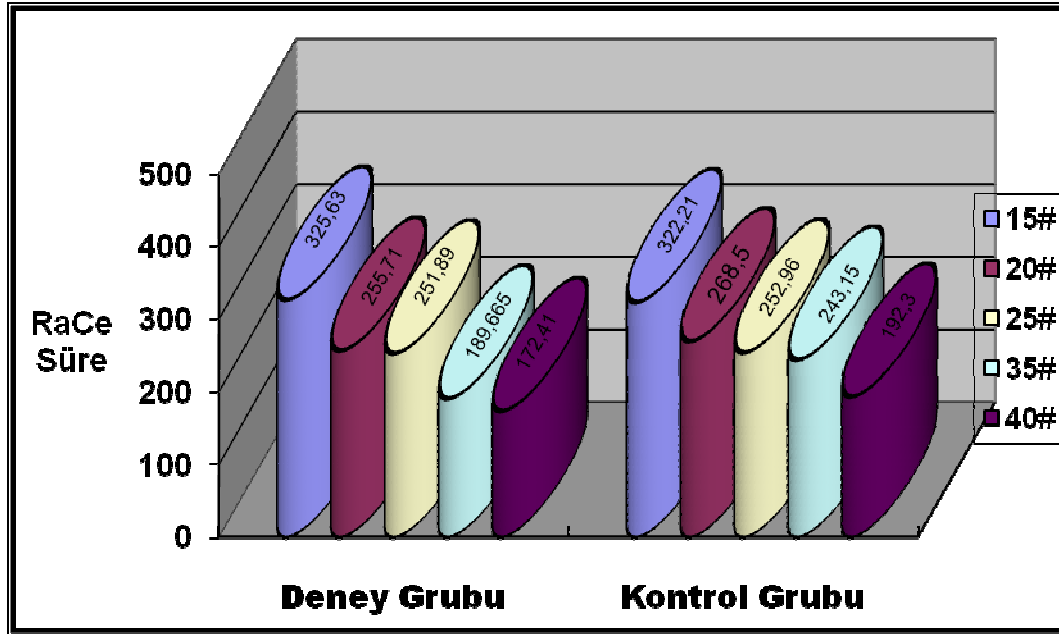
	15 / .02	20 / .02	25 / .02	35	40
1	1814,17	1175,42	1442,58	861,00	767,08
2	2158,33	1563,92	1322,42	1050,58	995,75
3	1747,67	1676,50	1290,33	1103,08	1054,08
4	2163,00	1349,83	1647,92	1187,08	1019,67
5	1774,50	1625,17	1475,83	1077,42	969,50
6	1925,00	1569,17	1304,33	1240,75	1181,83
7	1937,83	1367,33	1320,67	1046,50	1004,50
8	1985,67	1422,75	1430,92	1048,25	1002,75
9	1654,33	1595,42	1476,42	1274,00	950,25
10	2126,25	1570,92	1282,17	1052,92	942,08
11	1814,17	1175,42	1442,58	919,33	761,25
12	2158,33	1563,92	1322,42	1073,92	1024,92
13	1747,67	1676,50	2457,00	1062,83	1065,75
14	2163,00	1349,83	1647,92	1243,08	1048,83
15	1774,50	1625,17	1475,83	1072,75	1027,83
16	1341,67	1569,17	1304,33	1182,42	1123,50
17	1937,83	1367,33	1320,67	1163,17	1062,83
18	1985,67	1422,75	1430,92	1107,17	998,08
19	1654,33	1595,42	1709,75	1226,17	1072,75
20	2126,25	1570,92	1282,17	1135,17	1041,25
ortalama	1899,51	1491,64	1469,36	1106,38	1005,73

Çizelge 3.11: RaCe kontrol grubu enstrümanlarına ait saniye olarak süre değerleri

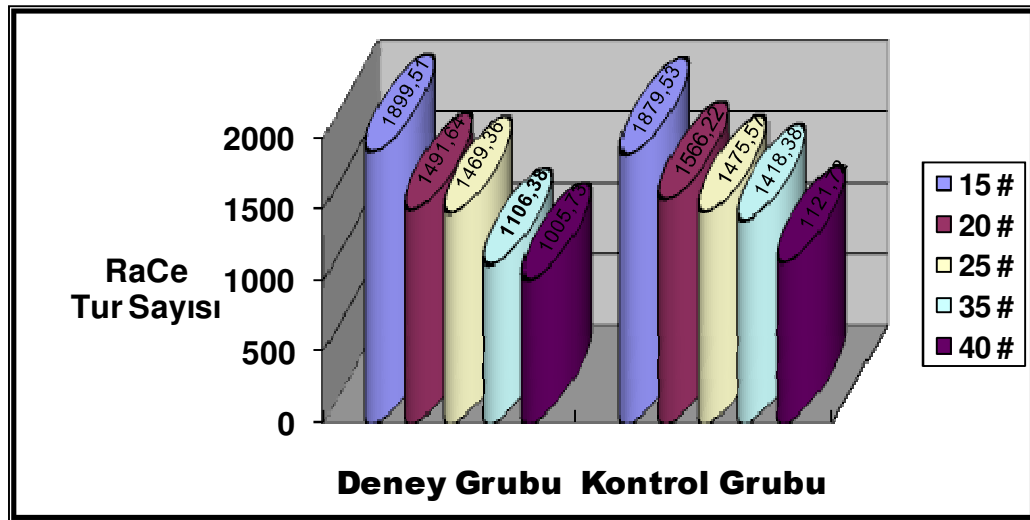
	15 / .02	20 / .02	25 / .02	35	40
1	207,60	340,60	227,40	247,50	160,20
2	266,30	349,30	262,70	273,00	181,40
3	383,80	285,10	252,80	204,60	179,10
4	399,20	278,10	274,10	164,90	174,00
5	206,60	259,50	214,50	298,30	224,20
6	335,00	284,40	217,50	209,70	156,50
7	378,30	261,40	265,90	212,40	229,20
8	325,40	224,30	298,60	256,30	216,60
9	371,50	208,60	257,30	275,50	213,70
10	388,70	220,80	275,30	278,70	203,10
11	210,00	330,20	217,40	227,60	132,10
12	153,40	300,90	263,50	267,60	165,60
13	390,10	258,60	256,30	215,40	197,30
14	388,10	256,20	236,40	188,00	170,10
15	223,00	255,40	227,00	275,10	222,00
16	306,40	340,00	223,50	247,00	165,30
17	390,10	248,60	259,40	210,40	219,40
18	352,60	235,40	300,10	239,00	225,10
19	381,60	210,50	263,40	294,40	181,00
20	386,40	222,00	266,00	277,60	230,00
ortalama	322,21	268,50	252,96	243,15	192,30

Çizelge 3.12: RaCe kontrol grubu enstrümanlarına ait tur sayısı değerleri

	15 / .02	20 / .02	25 / .02	35	40
1	1211,00	1986,83	1326,50	1443,75	934,50
2	1553,42	2037,58	1532,42	1592,50	1058,17
3	2238,83	1663,08	1474,67	1193,50	1044,75
4	2328,67	1622,25	1598,92	961,92	1015,00
5	1205,17	1513,75	1251,25	1740,08	1307,83
6	1954,17	1659,00	1268,75	1223,25	912,92
7	2206,75	1524,83	1551,08	1239,00	1337,00
8	1898,17	1308,42	1741,83	1495,08	1263,50
9	2167,08	1216,83	1500,92	1607,08	1246,58
10	2267,42	1288,00	1605,92	1625,75	1184,75
11	1225,00	1926,17	1268,17	1327,67	770,58
12	894,83	1755,25	1537,08	1561,00	966,00
13	2275,58	1508,50	1495,08	1256,50	1150,92
14	2263,92	1494,50	1379,00	1096,67	992,25
15	1300,83	1489,83	1324,17	1604,75	1295,00
16	1787,33	1983,33	1303,75	1440,83	964,25
17	2275,58	1450,17	1513,17	1227,33	1279,83
18	2056,83	1373,17	1750,58	1394,17	1313,08
19	2226,00	1227,92	1536,50	1717,33	1055,83
20	2254,00	1295,00	1551,67	1619,33	1341,67
ortalama	1879,53	1566,22	1475,57	1418,38	1121,72



Şekil 3.5: RaCe deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama zaman (sn) değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 3.6: RaCe deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait ortalama tur sayısı değerlerinin karşılaştırılması

3.1. Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Değerlendirilmesi

Enstrüman kitlerinden kontrol gruplarına ait bulgular ve istatistik değerleri aşağıda belirtildiği gibidir.

3.1.1. HeroShaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

3.1.1.1. HeroShaper Deney Grubu Bulguları

HeroShaper deney grubuna ait bulgular değerlendirildiğinde en düşük ve en yüksek değerler 20 numaralı enstrümana ait olduğu görülmektedir. 20 numaralı enstrüman standart sapması diğer enstrümanlara ait standart sapması ile karşılaştırıldıklarında daha geniş bir aralığa sahiptir (Çizelge 3.13-14). Ortalama değerlere baktığımızda 20 numaralı enstrüman en yüksek değere sahipken 20 numara .06 taper açılı enstrüman en düşük değere sahiptir. İstatistiksel olarak karşılaştırmalar göz önüne alındığında gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu (Çizelge 3.15) ve çoklu karşılaştırma testinde bu farklılıklar 20 .04 enstrüman grubu ile 30 .04 ve 20 .06 taper enstrüman grupları arasında gözlenirken ($p < 0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.16-17).

Çizelge 3.13: HeroShaper deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri (sn)

HeroShaper Deney Grubu (süre)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer (sn)	Maksimum Değer (sn)
20 .06	20	112,6300	11,99693	94,70	139,20
20 .04	20	138,3900	23,33258	78,20	178,20
25 .04	20	130,2700	19,76329	100,70	164,40
30 .04	20	115,0100	21,34590	92,80	158,00
TOTAL	80	124,075	19,02730	78,20	178,20

Çizelge 3.14: HeroShaper deney grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları

HeroShaper Deney Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
20 .06	20	656,9500	69,91158	552,00	812,00
20 .04	20	807,3000	136,18954	456,00	1040,00
25 .04	20	760,0000	115,30828	587,00	959,00
30 .04	20	670,8500	124,59419	541,00	922,00
TOTAL	80	723,775	122,70768	456,00	1040,00

Çizelge 3.15: HeroShaper deney grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	F	p
HeroShaper Deney Grubu (süre)	80	8,737	~0
HeroShaper Deney Grubu (tur)	80	8,742	~0

Çizelge 3.16: HeroShaper deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (sn) (* p<0,05)

Schaffe (süre)	20 .06	20 .04	25 .04	30 .04
20 .06	-	0,002*	0,106	0,999
20 .04	0,002*	-	0,851	0,008*
25 .04	0,106	,851	-	0,231
30 .04	0,999	0,008*	0,231	-

Çizelge 3.17: HeroShaper deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (* p<0,05)

Schaffe (tur)	20 .06	20 .04	25 .04	30 .04
20 .06	-	0,002*	0,105	0,999
20 .04	0,002*	-	0,852	0,008*
25 .04	0,105	,852	-	0,230
30 .04	0,999	0,008*	0,230	-

3.1.1.2. HeroShaper Kontrol Grubu Bulguları

HeroShaper kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına baktığımızda ise en düşük ve en yüksek değerler 25 numara .04 taperlı enstrümana aittir ve standart sapması diğer enstrümanlara ait standart sapmalar ile karşılaştırıldıklarında daha geniş bir aralığa sahiptir. Ancak ortalama değerlerine baktığımızda 20 numara .04 taper açılı enstrüman en yüksek değere sahipken 20 numara .06 taper açılı enstrüman en düşük değere sahiptir (Çizelge 3.18-19). İstatistiksel olarak karşılaştırmalar göz önüne alındığında gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir

($p>0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.20-21-22).

Çizelge 3.18: HeroShaper kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri (sn)

HeroShaper Kontrol Grubu (süre)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer (sn)	Maksimum Değer (sn)
20 .06	20	128,3800	25,01706	99,00	190,40
20 .04	20	155,3100	23,06188	121,60	190,00
25 .04	20	153,5200	37,39239	80,00	194,80
30 .04	20	142,1600	33,85659	81,80	190,40
TOTAL	80	142,7000	34,19608	80,00	194,80

Çizelge 3.19: HeroShaper kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları

HeroShaper Kontrol Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
20 .06	20	748,8840	145,93292	577,50	1110,67
20 .04	20	905,9745	134,52684	709,33	1108,33
25 .04	20	895,5330	218,12084	466,67	1136,33
30 .04	20	829,2665	197,49633	477,17	1110,67
TOTAL	80	824,20	199,47676	466,67	1136,33

Çizelge 3.20: HeroShaper kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	f	P
HeroShaper Kontrol Grubu (süre)	80	2,018	0,081
Heroshaper Kontrol Grubu (tur)	80	2,018	0,081

Çizelge 3.21: HeroShaper kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Schaffe (süre)	20 .06	20 .04	25 .04	30 .04
20 .06	-	0,813	0,754	0,974
20 .04	0,813	-	1,000	0,996
25 .04	0,754	1,000	-	0,991
30 .04	0,974	0,996	0,991	-

Çizelge 3.22: HeroShaper kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Schaffe (tur)	20 .06	20 .04	25 .04	30 .04
20 .06	-	0,813	0,754	0,974
20 .04	0,813	-	1,000	0,996
25 .04	0,754	1,000	-	0,991
30 .04	0,974	0,996	0,991	-

3.1.2. ProTaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

3.1.2.1. ProTaper Deney Grubu Bulguları

ProTaper deney grubuna ait bulgular değerlendirildiğinde en düşük değer F3 ve en yüksek değer F2 numaralı enstrümanlara aittir. F2 numaralı enstrümana ait standart sapma diğer enstrümanlara ait standart sapmalar ile karşılaştırıldıklarında daha geniş bir aralığa sahip olmasına rağmen ortalama değerlere baktığımızda S2 numaralı enstrüman en

yüksek değere sahipken F3 numara enstrüman en düşük değere sahiptir (Çizelge 3.23-24). İstatistiksel olarak karşılaştırmalar göz önüne alındığında gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu (Çizelge 3.25) ve çoklu karşılaştırma testinde bu farklılıkların F3 grubu ile S1 ve S2 grupları arasında olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer tüm enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.26-27). SX enstrüman grubu uzunluk olarak diğer enstrümanlardan kısa olduğu için çoklu karşılaştırma testine dahil edilmemiştir.

Çizelge 3.23: ProTaper deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri (sn)

ProTaper Deney Grubu (süre)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer (sn)	Maksimum Değer (sn)
SX	20	122,5150	16,05927	100,30	161,00
S1	20	147,4900	21,45004	116,70	182,70
S2	20	168,1850	17,62633	137,60	194,90
F1	20	144,2300	29,04353	101,80	197,70
F2	20	143,1300	35,80200	99,70	233,60
F3	20	118,3300	27,87242	46,50	142,80
Total	120	140,6467	30,08481	46,50	233,60

Çizelge 3.24: ProTaper deney grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum tur değerleri

ProTaper Deney Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
SX	20	714,6705	93,68027	585,08	939,17
S1	20	860,3580	125,12505	680,75	1065,75
S2	20	981,0795	102,81988	802,67	1136,92
F1	20	841,3420	169,42119	593,83	1153,25
F2	20	834,9250	208,84464	581,58	1362,67
F3	20	690,2575	162,58865	271,25	833,00
Total	120	820,4388	175,49489	271,25	1362,67

Çizelge 3.25: ProTaper deney grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	f	p
ProTaper Deney Grubu (süre)	100	10,080	~0
ProTaper deney grubu (tur)	100	10,080	~0

Çizelge 3.26: ProTaper deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (sn) (* p<0,05)

Schaffe (süre)	SX	S1	S2	F1	F2	F3
SX	-	-	-	-	-	-
S1	-	-	0,266	0,999	0,998	0,029*
S2	-	0,266	-	0,128	0,097	~0*
F1	-	0,999	0,128	-	1,000	0,077
F2	-	0,998	0,097	1,000	-	0,104
F3	-	0,029*	~0*	0,077	0,104	-

Çizelge 3.27: ProTaper deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (* $p<0,05$)

Schaffe (tur)	SX	S1	S2	F1	F2	F3
SX	-	-	-	-	-	-
S1	-	-	0,266	0,999	0,998	0,029*
S2	-	0,266	-	0,128	0,097	~0*
F1	-	0,999	0,128	-	1,000	0,077
F2	-	0,998	0,097	1,000	-	0,104
F3	-	0,029*	~0*	0,077	0,104	-

3.1.2.2. ProTaper Kontrol Grubu Bulguları

ProTaper kontrol grubuna ait bulgular değerlendirildiğinde en düşük değer SX ve en yüksek değer F1 enstrümanlara aittir. F1 enstrümanına ait standart sapma diğer enstrümanlara ait standart sapmalardan daha geniş bir aralığa sahip olduğu gözlemlenirken ortalama değerlere baktığımızda S2 enstrümanı en yüksek değere sahipken F3 enstrümanı en düşük değere sahiptir (Çizelge 3.28-29). İstatistiksel olarak karşılaştırmalar göz önüne alındığında gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu (Çizelge 3.30) ve çoklu karşılaştırma testinde bu farklılıkların S1 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında, F3 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında olduğu gözlenirken ($p<0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.31-32). SX enstrüman grubu uzunluk olarak

diğer enstrümanlardan kısa olduğu için çoklu karşılaştırma testine dahil edilmemiştir.

Çizelge 3.28: ProTaper kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri (sn)

ProTaper Kontrol Grubu (süre)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
SX	20	143,34	22,87	94,30	178,60
S1	20	148,30	34,30	100,20	194,90
S2	20	199,37	33,57	109,80	257,40
F1	20	195,54	36,83	140,60	266,50
F2	20	182,80	20,51	119,70	218,40
F3	20	142,32	19,07	113,80	174,70
Total	120	168,61	37,43	94,30	266,50

Çizelge 3.29: ProTaper kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları

ProTaper Kontrol Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
SX	20	836,12	133,43	550,08	1041,83
S1	20	865,05	200,10	584,50	1136,92
S2	20	1162,96	195,83	640,50	1501,50
F1	20	1140,65	214,82	820,17	1554,58
F2	20	1066,33	119,67	698,25	1274,00
F3	20	830,20	111,25	663,83	1019,08
Total	120	983,55	218,32	550,08	1554,58

Çizelge 3.30: ProTaper kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	f	p
ProTaper kontrol grubu (süre)	100	17,466	~0
Protaper kontrol grubu (tur)	100	17,466	~0

Çizelge 3.31: ProTaper kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (sn) (* p<0,05)

Schaffe (süre)	SX	S1	S2	F1	F2	F3
SX	-	-	-	-	-	-
S1	-	-	~0*	~0*	0,017*	0,994
S2	-	~0*	-	0,999	0,652	~0*
F1	-	~0*	0,999	-	0,853	~0*
F2	-	0,017*	0,652	0,853	-	0,002*
F3	-	0,994	~0*	~0*	0,002*	-

Çizelge 3.32: ProTaper kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (* p<0,05)

Schaffe (tur)	SX	S1	S2	F1	F2	F3
SX	-	-	-	-	-	-
S1	-	-	~0*	~0*	0,017*	0,994
S2	-	~0*	-	0,999	0,652	~0*
F1	-	~0*	0,999	-	0,853	~0*
F2	-	0,017*	0,652	0,853	-	0,002*
F3	-	0,994	~0*	~0*	0,002*	-

3.1.3. RaCe Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

3.1.3.1 RaCe Deney Grubu Bulguları

RaCe deney grubuna ait bulgular incelendiğinde en düşük değer 40 numaralı ve en yüksek değer 25 numaralı enstrümanlara aittir. 25 numaralı enstrümana ait standart sapma en geniştir. Ortalama değerlere baktığımızda RaCe grubunda 15 numaralı enstrüman en yüksek değere sahipken 25 numaralı enstrüman en düşük değere sahiptir. PreRaCe grubunda ise 35 numaralı enstrüman en yüksek değere sahipken 40 numaralı enstrüman en düşük değere sahiptir (Çizelge 3.33-34). İstatistiksel karşılaştırmalara baktığımızda ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu (Çizelge 3.35) ve çoklu karşılaştırma testinde bu farklılıkların RaCe grubunda 15 numaralı enstrüman ile 20 ve 25 numaralı enstrüman arasında olduğu gözlenmiştir. Diğer tüm enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.36-37).

Çizelge 3.33: RaCe deney grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri (sn)

RaCe Deney Grubu (süre)	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
15 .02	20	325,6300	37,66987	230,00	370,80
20 .02	20	255,7100	26,12281	201,50	287,40
25 .02	20	251,8900	45,61949	219,80	421,20
35	20	189,6650	17,96245	147,60	218,40
40	20	172,4100	17,05594	130,50	202,60
Total	100	239,0610	62,56244	130,50	421,20

Çizelge 3.34: RaCe deney grubuna ait ortalama tur değerleri ile minimum ve maksimum değerleri

RaCe Deney Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	ortalama	Standart sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
15 .02	20	1899,5500	219,63666	1342,00	2163,00
20 .02	20	1491,6000	152,49311	1175,00	1677,00
25 .02	20	1469,3500	266,17629	1282,00	2457,00
35	20	1106,3500	104,76253	861,00	1274,00
40	20	1005,8500	99,60568	761,00	1182,00
Total	100	1394,5400	364,94481	761,00	2457,00

Çizelge 3.35: RaCe deney grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	f	p
RaCe deney grubu (süre)	100	77,241	~0
RaCe deney grubu (tur)	100	77,215	~0

Çizelge 3.36: RaCe deney grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (sn) (* $p < 0,05$)

Schaffe (süre)	15 .02	20 .02	25 .02	35	40
15 .02	-	~0*	~0*	-	-
20 .02	~0*	-	0,997	-	-
25 .02	~0*	0,997	-	-	-
35	-	-	-	-	0,544
40	-	-	-	0,544	-

Çizelge 3.37: RaCe deney grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (* $p<0,05$)

Schaffe (tur)	15 .02	20 .02	25 .02	35	40
15 .02	-	~0*	~0*	-	-
20 .02	~0*	-	0,997	-	-
25 .02	~0*	0,997	-	-	-
35	-	-	-	-	0,545
40	-	-	-	0, 545	-

3.1.3.2. RaCe Kontrol Grubu Bulguları

RaCe kontrol grubuna ait bulgular değerlendirildiğinde en düşük değer 40 numaralı ve en yüksek değer 15 numaralı enstrümanlara aittir. 15 numaralı enstrümana ait standart sapmanın en geniş olduğu gözlenmiştir. Ortalama değerlere baktığımızda ise RaCe enstrüman grubunda 15 numaralı enstrüman en yüksek değere sahipken PreRace grubunda ise 35 numaralı enstrüman en yüksek değere sahiptir (Çizelge 3.38-39).. İstatistiksel karşılaştırmalara baktığımızda ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu gözlenmiştir (Çizelge 3.40). Çoklu karşılaştırma testinde bu farklılıkların RaCe grubunda 15 numaralı enstrüman ile 20 ve 25 numaralı enstrümanlar arasında ve PreRaCe grubunda 35 ve 40 numaralı enstrümanlar arasında olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). 20 ve 25 numaralı enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmediği bulunmuştur ($p>0,05$). Tur ve süre olarak sonuçlar birbirlerini desteklemektedir (Çizelge 3.41-42)..

Çizelge 3.38: RaCe kontrol grubuna ait ortalama süre değerleri ile minimum ve maksimum döngü süreleri

RaCe kontrol Grubu (süre)	Örnek Sayısı	ortalama	Standart sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
15 .02	20	322,2050	80,40335	153,40	399,20
20 .02	20	268,4950	44,54661	208,60	349,30
25 .02	20	252,9550	25,59353	214,50	300,10
35	20	243,1500	37,48565	164,90	298,30
40	20	192,2950	29,29828	132,10	230,00
Total	100	255,8200	62,87890	132,10	399,20

Çizelge 3.39: RaCe kontrol grubuna ait ortalama tur sayısı değerleri ile minimum ve maksimum döngü tur sayıları

RaCe kontrol Grubu (tur sayısı)	Örnek Sayısı	ortalama	Standart sapma	Minimum Değer	Maksimum Değer
15 .02	20	1879,5290	469,01966	894,83	2328,67
20 .02	20	1566,2205	259,85423	1216,83	2037,58
25 .02	20	1475,5715	149,29489	1251,25	1750,58
35	20	1418,3745	218,66486	961,92	1740,08
40	20	1121,7205	170,90633	770,58	1341,67
Total	100	1492,2832	366,79327	770,58	2328,67

Çizelge 3.40: RaCe kontrol grubuna ait süre ve tur sayılarına göre olasılık değerleri ve p değerleri

ANOVA	Örnek sayısı	f	p
RaCe kontrol grubu (süre)	50	19,291	~0
RaCe kontrol grubu (tur)	50	19,291	~0

Çizelge 3.41: RaCe kontrol grubuna ait süre değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (sn) (* p<0,05)

Schaffe (süre)	15 .02	20 .02	25 .02	35	40
15 .02	-	0,017*	0,001*	-	-
20 .02	0,017*	-	0,899	-	-
25 .02	0,001*	0,899	-	-	-
35	-	-	-	-	0,028*
40	-	-	-	0,028*	-

Çizelge 3.42: RaCe kontrol grubuna ait tur değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması (* p<0,05)

Schaffe (tur)	15 .02	20 .02	25 .02	35	40
15 .0 2	-	0,017*	0,001*	-	-
20 .02	0,017*	-	0,899	-	-
25 .02	0,001*	0,899	-	-	-
35	-	-	-	-	0,028*
40	-	-	-	0,028*	-

3.2. Deney Grubu ve Kontrol Grubu Enstrümanların İkili Karşılaştırılması

Deney grubu ve kontrol grubu enstrümanlarına ait değerler ANOVA testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

3.2.1. HeroShaper Enstrümanları Gruplar Arası Karşılaştırılması

Tüm deney grubu enstrümanların kırılma süreleri kontrol grubu enstrümanlardan daha düşük değerlere sahiptir. 20 numaralı .04 taperlı enstrüman grubu için deney grubu ve kontrol grubu arasındaki kırılma süresi farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$) diğer tüm gruplarda deney grubu ve kontrol grubu enstrümanlar arasındaki süre farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.43).

Çizelge 3.43: HeroShaper enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları süre değerleri) (* $p<0,05$)

ANOVA	Deney Grubu	Kontrol Grubu	Standart Sapma	p
20 .06	112,63	128,38	20,94342	0,015*
20 .04	138,39	155,31	31,70318	0,133
25 .04	130,27	153,52	24,70147	0,001*
30 .04	115,01	142,16	31,13561	0,004*

3.2.2. ProTaper Enstrüman Gruplar Arası Karşılaştırılması

Enstrüman kırılma süreleri farklılıklarına baktığımız zaman tüm deney grubu enstrümanlar kontrol grubu enstrümanlardan daha kısa sürede kırılmıştır. S1 enstrüman grubuna ait deney grubu ve kontrol grubu arasındaki kırılma süresi farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$) diğer tüm gruplarda (SX, S2, F1, F2, F3) deney grubu ve kontrol grubu enstrümanlara ait süre farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.44).

Çizelge 3.44: ProTaper enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları süre değerleri) (* $p<0,05$)

ANOVA	Deney Grubu	Kontrol Grubu	Standart Sapma	p
SX	122,515	143,34	22,17380	0,002*
S1	147,49	148,30	28,24089	0,930
S2	168,185	199,37	30,81684	0,001*
F1	144,23	195,54	41,79350	~0*
F2	143,13	182,80	35,11407	~0*
F3	118,33	142,32	26,51855	0,003*

3.2.3. RaCe Enstrüman Gruplar Arası Karşılaştırılması

Deney grubu ve kontrol grubu enstrümanların kırılma süreleri farklılıklarına baktığımızda 15 numaralı enstrüman dışında tüm enstrüman gruplarında kırılma süresi azalmıştır. 15, 20 ve 25 enstrümanlarda deney grubu ve kontrol grubu arasındaki kırılma süresi

farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$) 35 ve 40 gruplarında deney grubu ve kontrol grubu enstrümanlar arasındaki süre farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.45).

Çizelge 3.45: RaCe enstrümanların ikili karşılaştırmaları (deney grubu ve kontrol grubu enstrümanları süre değerleri) (* $p<0,05$)

ANOVA	Deney Grubu	Kontrol Grubu	Standart Sapma	p
15 .02	325,63	322,21	61,99833	0,864
20 .02	255,71	268,50	36,62134	0,275
25 .02	251,89	252,96	36,51431	0,928
35	189,665	243,15	39,68953	~0*
40	172,41	192,30	25, 71576	0,012*

4. TARTIŞMA

Eğri ve dar kök kanallarının geleneksel paslanmaz çelik enstrümanlar ile şekillendirilmesinde iatrojenik nedenlerle zip, basamak ya da apikal transportasyon meydana gelebilmektedir. Süper elastik NiTi alaşımının üretici firmalar tarafından döner enstrüman olarak kullanıma sunulması, kök kanal sistemi şekillendirilmesi işlemini kolaylaştırmıştır. Döner enstrümanların çalışma süresini kısaltırken orijinal kanal şeklinin ve apikal foramenin korunmasını sağladığı birçok güncel çalışmada belirtilmiştir (Serene ve ark., 1995; Gambarini, 2001; Pettiette ve ark., 2001; Schäfer ve ark., 2004; Saunders, 2005; Bahia ve ark., 2005).

Endodontide NiTi dönen enstrümanlar süperelastiklik, döngüsel yorgunluğa dayanıklılık ve yüksek taper açısı gibi özellikleri ile ön plana çıkmaktadırlar. Bu özellikler NiTi dönen enstrümanların özellikle dar ve eğri kök kanallarında enstrümanın başarılı bir şekilde işlev görmesini sağlamaktadır. Ancak NiTi enstrümanların klinik kullanımları ile ilgili en büyük problem belirli ömürlerinin olmasıdır. Endodontik tedavi sırasında döngüsel deformasyonlar enstrümanın mekanik özelliklerinde değişikliklere neden olmaktadır. Eğri kanallarda her dönüş gerilme-sıkışmaya sebep olarak kırılmaya öncülük eden yorgunlukla sonuçlanmaktadır. In vitro çalışmalar NiTi metalurjisi ile enstrüman performansı arasındaki ilişkiyi aydınlatmaya çalışmaktadır. Tüm bu sorunlara rağmen NiTi dönen enstrümanlar endodontide önemli yardımcılardan biri olmuştur (Walia ve ark., 1988; Pruett ve ark., 1997; Kuhn ve Jordan, 2002; Craveiro ve ark., 2002; Peng ve ark., 2005).

NiTi dönen enstrümanların kırılmaları ve defektleri bir çok araştırmaya konu olmuştur. Bazı araştırmalarda kullanılan tork kontrollü elektrikli mikromotorların hızlarının kırılma üzerinde etkisinin olduğu vurgulanırken (Martin ve ark., 2003), bir çok araştırmada hızın enstrüman kırılması üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (Pruett ve ark., 1997; Bortnick ve ark., 2001; Yared ve ark., 2001a; Kitchens ve ark., 2007). Kök kanalının eğimindeki artışın ise döngüsel yorgunluğu olumsuz etkilediği bildirilmiştir (Pruett ve ark., 1997; Martin ve ark., 2003; Ullmann ve Peters, 2005; Troian ve ark., 2006; Kitchens ve ark., 2007). Klinikte hava ile çalışan redüksiyonlu angluruvaların kullanımında uygulanan torkun belli olmaması ve hava basıncı nedeni ile hızın değişebileceği konusunda dikkatli olunması gerektiği ve elektrikli tork kontrollü mikromotorların kullanımında ise torkun enstrüman hasarı üzerinde etkisi olabileceği belirtilmiştir (Yared ve ark., 2001b; Yared ve Kulkarni, 2002; Martin ve ark., 2003).

NiTi enstrümanların kırılmaları ile ilgili yapılan araştırmalarda yüzey özellikleri incelenerek kırılma tipi ile ilgili bilgi edinilmeye çalışılmıştır. Kırık yüzeylerindeki çatlak tiplerinin saptanmasında SEM görüntülerinden faydalanmışlar ve SEM görüntülerinin stereomikroskoptan daha detaylı bilgi verdiğini belirtmişlerdir (Tripi ve ark., 2006; Troian ve ark., 2006; Anderson ve ark., 2007; Wei ve ark., 2007). İncelenen tüm enstrüman gruplarında döngüsel yorgunluk nedeni ile kırılan enstrüman sayısının torsiyonel yorgunluk nedeni ile kırılan gruplardan daha fazla olduğu bildirilmiştir (Li ve ark., 2002; Shen ve ark., 2006; Wei ve ark., 2007; Shen ve ark., 2009a-b). Klinik kullanım sonrası incelenen enstrümanlarla ilgili olarak enstrümanların yivlerinde

meydana gelen gevşelemeler sonrası kullanımdan çıkarıldığı da rapor edilmiştir (Arens ve ark., 2003; Peng ve ark., 2005; Troian ve ark., 2006; Shen ve ark., 2009a). NiTi enstrümanların gözle görülür hiçbir deformasyon göstermeden de kırılabileceklerini bildirmişlerdir (Arens ve ark., 2003; Peng ve ark., 2006). Shen ve arkadaşları (2009a) operatörün, kök kanalını şekillendirmede kullanılan tekniğin ve enstrüman yapısının kırılmayı etkileyen faktörler arasında olduğunu belirtmişlerdir.

Yared ve arkadaşları (1999) çekilmiş molar dişlerde ProFile enstrümanlar ile preparasyon sonrası metal yorgunluklarını ANSI/ADA standartlarında araştırmışlardır. Yared ve arkadaşları (2000) ProFile enstrümanlarla 60 adet maksiller ve mandibuler molar dişe protetik nedenlerle kanal tedavisi uyguladıktan sonra ANSI/ADA standartlarına göre metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Gambarini (2001) çalışmasında 50 adet ProFile enstrümanın yüksek ve düşük torklar altında metal yorgunluklarını karşılaştırmıştır. Yared ve Kulkarni (2004) çalışmalarında 60 adet yeni ve kullanılmış ProFile enstrümanın torsiyonel özelliklerini incelemişlerdir. Arens ve arkadaşları (2003) ProFile enstrümanlarla ilgili olarak tek kullanım sonrası defekt oranlarını araştırmışlardır. Cheung ve Darvell (2007a) 25 numara .04 ve .06 taper ProFile enstrümanların kuru ve su ortamlarında metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Cheung ve arkadaşları (2007) elektropolisaj yapılmış ve yapılmamış ProFile 25 numara .04 taper enstrümanların torsiyonel, döngüsel yorgunlukları ve kesme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Jonson ve arkadaşları (2008) 25 numara .04 taper üç farklı yapıda nitinolden (1A, 1B ve 2AS) yapılan ProFile enstrümanlar ile fabrikasyon ProFile enstrümanların döngüsel ve torsiyonel yorgunluklarını araştırmışlardır.

Tüm bu çalışmalarda tek bir marka enstrüman için çalışma yürütülürken farklı firmaların geliştirdikleri güncel enstrümanlar da yeni yeni literatürlerde yer almaya başlamışlardır. Berutti ve arkadaşları (2003) ProTaper enstrümanların simulasyon kanallarda preparasyon sonrası defekt oranlarını araştırmışlardır. Ankrum ve arkadaşları (2004) K3, ProTaper ve ProFile enstrümanların kırılma ve defekt durumlarını araştırmışlardır. Parashos ve arkadaşları (2004) klinik kullanım sonrası FlexMaster, GT, ProFile, ProTaper, Quantec ve HeroShaper enstrümanların defektlerini incelemişlerdir. Fife ve arkadaşları (2004) ProTaper enstrümanları yeni, iki ve dört kez klinik kullanım sonrası metal yorgunlukları açısından incelemişlerdir. Ullman ve Peters (2005) yeni ProTaper enstrümanların döngüsel yorgunluklarını araştırmışlardır. Anderson ve arkadaşları (2007) elektropolisaj yapılmış ve yapılmamış enstrümanların (RaCe, EndoWave ve ProFile) döngüsel ve torsiyonel yorgunluklarını araştırmışlardır. İnan ve arkadaşları (2007a) ProTaper enstrümanların iki farklı çapta yapay kanalda döngüsel yorgunluklarını karşılaştırmışlardır.

Biz çalışmamızda tüm özellikleri ile ön plana çıkan üç farklı enstrümanın zor kanallarda kullanımına yönelik prosedürleri açısından preparasyonları gerçekleştirerek metal yorgunluklarını araştırdık. ProTaper enstrümanlar özellikle güncel çalışmalarda ön plana çıkmaya başlayan bir test grubunu oluştururken çalışmalarımıza başladığımız dönemde bu konu ile ilgili çok fazla çalışma mevcut değildi. Son zamanlarda RaCe enstrüman grubu da aynı şekilde yeni yeni çalışmalarda kendini göstermeye başlamıştır. Ancak HeroShaper enstrümanları içeren konu ile ilgili yapılmış tarafımızdan bulunmuş

hiçbir çalışma yoktur. Ayrıca birden çok enstrüman grubunun test düzenekleri ile değerlendirildiği araştırmalar da yok denebilecek kadar azdır.

NiTi dönen enstrümanlarla ilgili yorgunluk değerlendirmeleri iki şekilde yapılmaktadır; torsiyonel yorgunluk ve fleksural yorgunluk. Torsiyonel yorgunluk deneylerinde deney materyali uç kısmından bir pense yardımı ile sıkıştırılarak dönme işlemine başlanılmakta ve tork uygulanan kuvvet ve kırılma üzerindeki etkileri değerlendirilmektedir. (Berutti ve ark., 2003; Blum ve ark., 2003). Fleksural yorgunluk deneylerinde ise deney materyali eğimli bir yüzeyde serbest dönüş yapmaktadır. Bu dönüşlerde enstrümanın yivlerinde bir tarafta sıkışma olurken diğer tarafta genişleme meydana gelmekte ve esneme hareketi metalde yorgunluk oluşturmaktadır. Deneylerde dönüş süresi, tur sayısı ve kırılma sonrasında enstrümanların defektleri ile solüsyonların etkisi incelenmektedir. (Gambarini, 2001; O'hoy ve ark., 2003; Cheung ve Darvell, 2007a) Biz de çalışmamızda klinik çalışmalarda sıklıkla karşılaşılan ve enstrümanın ömrünü kısaltan NiTi enstrümanların fleksural yorgunluklarını araştırdık.

Deney grubu enstrümanlar daha önceki çalışmalarda klinik olarak hasta üzerinde denenmişler ya da çekilmiş insan dişleri üzerinde denendikten sonra test düzeneğine yerleştirilmişlerdir. Yared ve arkadaşları (1999) klinik şartların simüle edildiğini söyledikleri çalışmalarında deney grubu enstrümanları kullanmak için 134 adet çekilmiş insan alt molar dişini kullandıklarını belirtmişlerdir. İrrigasyon için %2,5'lik NaOCl kullanmışlardır. Giriş kavitesi dahil olmak üzere, kanal boyu tespitini ve tüm preparasyon işlemlerini elde yapmışlardır. Fife ve arkadaşları (2004)

ProTaper dönen enstrümanların klinik kullanım sonrasında döngüsel yorgunlukları ile ilgili yaptıkları araştırmalarında iki deney grubu enstrümanı önce klinikte kullanarak deney düzeneğine yerleştirmişlerdir. Birinci grubu 2 kez diğer grubu ise 4 kez molar dişlerin preparasyonu için kullanmışlardır. Gambarini (2001) ise klinik kullanım sonrası ProFile NiTi dönen enstrümanların döngüsel yorgunlukları ile yaptığı araştırmada deney grubu enstrümanları 10 klinik vakada crown-down metodu ile kullandıktan sonra deney düzeneğine yerleştirmiştir.

Enstrümanların klinik olarak kullanılması metal yorgunluklarının araştırılmasında bizce de önemli bir aşama oluşturmaktadır. Özellikle diş dokusunu ve anatomisini tam olarak taklit edebilen bir yapı henüz mevcut değildir. Ancak çekilmiş dişler üzerinde yapılan araştırmalarda gerek kullanılan enstrümanlara uygulanan basıncın gerekse direk bir görme ile yapılan çalışmalar sebebi ile klinik şartların yerine getirilememesi klinik olarak enstrümanların kullanımı ve sonrasında deney düzeneklerine aktarılmasını mantıklı kılmaktadır. Ancak bu noktada ise enstrümanların ilk kullanımda dahi kırılma riskinin olduğu unutulmamalıdır. Araştırmalarda enstrümanlarda meydana gelen gözle görülür defektler nedeni ile enstrümanların atılarak yenilerinin kullanıldığı belirtilmiştir. Ancak olası bir enstrüman kırığının geri dönüşü olmayacaktır. Dolayısı ile araştırmalar için klinik şartların laboratuvar ortamına aktarılması gerekliliği ön plana çıkmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda klinik şartları birebir oluşturmak için simülasyon hasta modelleri kullandık. Daha önce hiçbir çalışmada deney grubu aletlerin invitro şartlarda kullanımı için bizimki gibi bir yöntem kullanılmamıştır.

Craveiro ve arkadaşları (2002) döngüsel yorgunluk ile ilgili yaptıkları çalışmalarında ProFile enstrüman hızlarını üretici firma önerileri doğrultusunda 315 rpm olarak, Fife ve arkadaşları (2004) döngüsel yorgunluk ile ilgili yaptıkları çalışmalarında ProTaper enstrümanları üretici firma önerilerine uygun olarak 300 rpm hızda kullanmışlardır. Biz de çalışmamızda enstrümanların simülasyon hastalarda kullanımında hızlar ve kullanım şekilleri için üretici firma önerilerine uygun aşamaları izledik .

Pruet ve arkadaşları (1997) ile Yared ve arkadaşları (1999) deney aletlerinin testi için iç çapı 2 mm olan 90° kurvatürlü metal tüplerden oluşan düzenek kullanmışlardır. O'hoy ve arkadaşları (2003) NiTi dönen aletlerin korozyonu ve temizlenmesinin kırılma üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında deney düzeneği olarak 90° ve 5 mm çaplı kurvatura sahip bir cam tüp kullanmışlardır. Her enstrümanın aynı derinlikte deney düzeneğine yerleştirildiğini anlatmışlardır. Araştırma metodu hakkında ayrıntılı bir bilgi vermemişlerdir. Kapalı bir tüp içerisinde meydana gelen kırılma olayı nasıl takip edilmektedir ve tüp içerisinde meydana gelebilecek olası aşınmalar nasıl elimine edilmektedir bu konu ile ilgili bilgi verilmemiştir. Biz ise çalışmamızda enstrümanların daha etkin değerlendirilebilmesi, enstrümanların serbest bir şekilde dönebilmesi hem de meydana gelen defektin gözlenebilmesi açısından Cheung ve Darvell (2007a) ile Zinelis ve arkadaşlarının (2007) araştırmalarında kullandıkları test düzeneğini modifiye ederek kullandık. Ayrıca O'hoy ve arkadaşlarının (2003) çalışmalarında test edilen enstrümanların 16 mm.lik kısmının tüp içine temas ettiği bildirilmiştir. Böylece enstrümanın çalışan kısmının test düzeneği ile temasını

sağlamaktadır. Biz de çalışmamızda bu şekilde düzeneğimizi modifiye ederek çalışma yüzeyinin test düzeneği ile temasını sağladık.

Gambarini (2001), Fife ve arkadaşları (2004) yaptıkları araştırmada V şeklinde 90° ve 5 mm kurvatürlü paslanmaz çelik düzenek hazırladıklarını belirtmişlerdir. Genişliği enstrümanların rahat bir şekilde dönmesine izin verecek şekilde ayarlandığını bildirmişlerdir. Kırılma zamanını gözleyerek kronometre ile kayıt altına aldıklarını bildirmişlerdir. Biz ise çalışmamızda düzeneğimize kronometre yerleştirerek dönme hareketi ile birlikte süreç başlatılmış ve kırılma olduğu anda kronometre otomatik olarak durmuştur. Böylece kırılma süresi tarafımızdan net olarak kaydedilmiştir.

Cheung ve Darvell (2007a) NiTi dönen aletlerin kuru ve sulu ortamlarda metal yorgunluklarının karşılaştırılması ile ilgili yaptıkları araştırmalarında bizim de çalışmamızda kullanmış olduğumuz pinler arasına NiTi enstrümanların yerleştirilmesi ve elektronik kırılma saptayıcı düzenek sayesinde kırılma süresinin net şekilde saptanmasını sağlayan sistemi kullanmışlardır. 2 mm çaplarında metal pinlerle enstrümana eğim verilmiş ve pinler üzerine enstrümanın deney sırasında yerinden oynamaması için oluklar oluşturduklarını belirtmişlerdir. Aksi halde enstrümanların serbest rotasyonları esnasında sağa sola hareketleri söz konusu olacağını ve sürtünme ile enstrüman üzerinde farklı noktalarda değişen kuvvetler söz konusu olacağını belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda enstrümanların temas ettikleri noktalarda oluklar açarak NiTi enstrümanların çalışma esnasında stabil kalmaları sağladık.

Pruett ve arkadaşları (1997), Craveiro ve arkadaşları (2002) ile Kitchens ve arkadaşları (2007) yaptıkları çalışmalarında kök kanal sistemindeki eğim ve operasyonel hızın NiTi endodontik enstrümanların kırılmaları üzerine etkinliklerini incelemişlerdir. Çalışmalarında artan kök eğiminin enstrümanın yorgunluğunu olumsuz şekilde etkileyerek çabuk kırılmasına sebep olduğunu bildirirlerken operasyonel hızın kırılma üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkinliğinin olmadığını bildirmişlerdir. Bu aşamada kök eğiminin enstrümanın ömrü üzerinde etkinliğini göstermişler ve eğri kök kanallarında enstrüman kullanımında daha dikkatli olunması ve enstrüman değişiminde enstrümanın kullanıldığı kanalların eğiminin de göz önünde bulundurulması gerektiğini rapor etmişlerdir. Haikel ve arkadaşları da (1999) bunu destekleyen invitro bir çalışma gerçekleştirmişler ve artan kurvatur çapının ve taper açısının dinamik stresler altında kırılma zamanında azalma şeklinde kendini gösterdiğini bildirmişlerdir.

Gambarini (2001) klinik kullanım sonrası Profile NiTi dönen enstrümanların döngüsel yorgunlukları ile yaptıkları araştırmalarında 30 adet Profile (25 .06, 20 .06, 25 .04, 20 .04 ve 15 .04) enstrümanı iki alt gruba ayırmıştır. Birinci grup kontrol grubu iken (10 enstrüman) ikinci grup (20 enstrüman) on klinik vakada crown down yöntemi ile kullanılmış enstrümanlardan oluşturulmuştur. Çalışmada yüksek torklu düşük hızlı elektrikli motor 1:20 redüksiyonlu angldruva ile kullanılmıştır. Döngüsel yorgunluk testi için paslanmaz çelik yapay kanallar enstrümanın yerleşmesi için v şeklinde çentikler oluşturularak kullanılmıştır. Operasyon hızı 350 rpm olarak belirtilmiştir. İşlemler sırasında enstrüman ısınmalarını minimize etmek için hava soğutma işlemi uygulanmıştır. Sonuçların incelenmesinde büyük numaralı

enstrümanların küçük numaralı enstrümanlara göre daha kısa sürede kırıldığı bildirilmiştir. Yeni enstrümanlar ile klinik olarak kullanmış olan enstrümanlar arasındaki farkların ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu vurgulanmıştır.

Craveiro ve arkadaşları (2002) yaptıkları çalışmalarında Profile .04 taper 5 ile Quantec .04 6 ve .06 8 taper enstrümanların metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Hiç kullanılmamış ve steril edilmemiş enstrümanlar ve 1 ile 5 kez kuru hava sterilizasyonu uygulanan enstrümanlar ile deney gruplarını oluşturmuşlardır. Kuru hava sterilizasyonu 5 kez uygulanan grubun hiç steril edilmeyen gruba göre %70 daha dayanıklı olduğunu bulduklarını bildirmişlerdir. Ayrıca Quantec 8 grubunun serisinin Quantec 6 ve Profile 5 grubundan daha çabuk kırıldığını bildirmişlerdir. Bunu iki nedene bağlamışlardır; gerilme kuvveti kurvatürün eğim derecesi aynı kalsa da enstrümanın çapındaki artışla birlikte artmaktadır. Diğeri ise, küçük numaralı eğelerin standart bir kanal içerisinde büyük numaralı eğelere oranla daha serbest bir hareket sergileyebilmeleri olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda tüm gruplar için bakıldığında, Hero Shaper enstrüman grubunda aynı taperlı enstrümanlar arasında kalınlık artışı ile kırılmaya kadar geçen süre azalmaktadır. Aynı şekilde 20 numara enstrüman grubunda .06 taper enstrümanlar .04 taperlı enstrümanlardan daha kısa sürede kırıldığı gözlenmektedir. Tüm bulgular kontrol grubu ve deney grubu verileri ile birbirini desteklemektedir. ProTaper grubuna bakıldığında ise bitirme enstrümanlarının olduğu grupta enstrüman kalınlığındaki artış sürede azalma ile kendini gösterirken şekillendirici enstrümanlardan S1 enstrümanların S2 enstrümanlardan daha kısa sürede kırıldığı gözlenmektedir. Deney grubu için bunun S1 enstrümanların kullanım

sırasında öncelikli enstrüman olmaları nedeniyle hiç şekillendirilmemiş kanallarda ilk kez kullanımlarından dolayı karşı karşıya kaldıkları stresle ilişkilendirmek mümkünken kontrol grubunda ise enstrümanın uç ve sap kısmındaki kalınlık farklılıklarından dolayı test cihazında maruz kaldıkları stres farklılıklarına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Fife ve arkadaşları da (2004) çalışmalarında S1 enstrümanların S2 enstrümanlarından daha kısa sürede kırıldığını bildirmişlerdir. Bunun nedeninin S1 enstrümanının ilk kullanılan enstrüman olması ve kanal ağızlarının dar olması nedeni ile daha fazla deformasyona uğramaları olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda RaCe enstrüman grubu ise çarpıcı şekilde en uzun sürelerle sahip gruptur. Bunun nedeni ise RaCe extrem setinin .02 taper enstrümanlardan oluşması nedeniyle daha esnek materyaller olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca bu grup enstrümanların elektro-polisaj tekniği ile üretilmiş olmasının metal yorgunluğu ile ilişkisini araştırmak için ileri araştırmalar yapılması gerektiğini düşünmekteyiz. Yine RaCe grubunu göz önüne aldığımızda enstrüman kalınlıklarındaki artışın kırılma süresinde azalma şeklinde kendini gösterdiğini ve deney ile kontrol gruplarının bunu desteklediğini görmekteyiz.

Craveiro ve arkadaşları (2002) beş kez yapılan sterilizasyon işleminin aletlerin dayanıklılıklarını artırmasını tam olarak açıklayamadıklarını ama kuru hava sterilizasyonu ile olası mikro çatlakların ya da inisiyasyon alanlarının ısı nedeni ile iyileştirilmiş olabileceğini düşündüklerini belirtmişlerdir. Deneyde kullandığımız gerek kontrol grubu gerekse deney grubu enstrümanlar otoklav sterilizasyonu uygulanarak kullanılmıştır. Kuru hava sterilizasyonu sıcaklık ve süre farklılıklarının enstrüman fiziksel yapısı üzerindeki etkilerinin otoklav

sterilizasyonu sonrasında bu kadar etkin olmayışını martensitik ve östenik fazlarla ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Bunların ileri bazı araştırmalar ile araştırılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Eğer uygun şekilde kullanım gerçekleştirilmezse; enstrümanın dar kanallarda ya da yeterince genişletilmemiş eğri kanallarda koronal alanda dönmek için ihtiyaç duyacağı yüksek tork apikal bölgede yüksek bir stres oluşturacaktır. Klinik olarak kullanılan enstrümanlarda torsiyonel stres de ön plana çıkmaktadır. Bu etken enstrümanın küçük bir kısmında dahi olsa plastik deformasyona (hatta enstrüman kırılmalarına) sebep olabilecektir. Bu da klinik olarak kullanılan enstrümanlarda meydana gelen plastik deformasyonları açıklamaktadır (Fife ve ark., 2004; İnan ve ark., 2007b). Peng ve arkadaşları (2005) yaptıkları inceleme bulgularında S1 enstrümanlarda özellikle molar kanallarda kullanım sonrasında defekt meydana geldiğini belirtmişlerdir. Bunun arka grup dişlerde angldruvaya yapılan baskı, indirek çalışma koşulları ve sürtünme nedeniyle olabileceğini düşündüklerini bildirmişlerdir. Fife ve arkadaşları (2004) çalışmalarında üç adet S1 ve dört adet S2 enstrümanın klinik kullanım esnasında plastik deformasyona uğrayarak atıldığını bildirmişler ve bitirme enstrümanlarından (F1, F2 ve F3) hiçbirisinde kırık ya da deformasyon oluşmadığını bildirmişler. Bunun nedeninin bu enstrümanların kullanımı esnasında daha dikkatli davranılmasının olabileceğini belirtmişlerdir. Ullman ve Peters (2005) ise F3 enstrümanların yorgunluğa olan düşük dirençleri sebebi ile kullanımları esnasında daha dikkatli olunması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda tüm deney grubu enstrümanların simülasyon hastalarda kullanımı esnasında enstrümanlarda gözlenen herhangi bir deformasyon meydana gelmemiştir. Ayrıca Fife ve arkadaşlarının (2004)

araştırmalarında kırık parçalar açısından değerlendirmelerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmezken enstrüman kalınlıklarındaki artışlarla kırılan parça uzunluklarında kısalma meydana geldiğini belirtmişlerdir. İnan ve arkadaşları (2007b) yeni ve kullanılmış ProTaper enstrümanların yüzey özelliklerini incelemişler ve kullanılmış enstrümanlarda yeni olanlara göre daha fazla yüzey deformasyonu ve zayıflıklar gözlemlediklerini belirtmişlerdir.

Fife ve arkadaşları (2004) ProTaper dönen enstrümanların klinik kullanım sonrasında döngüsel yorgunlukları ile ilgili yaptıkları araştırmalarında 225 adet enstrümanı 3 grup halinde incelemişlerdir. Birinci grup kontrol grubu, ikinci grup klinik olarak iki vakada (6-8 kanal) ve üçüncü grup ise klinik olarak dört vakada (12-16 kanal) molar dişlerin preparasyonu için kullanılmıştır. Sonuçlar açısından kırılma meydana gelene kadar geçen süre ve kırık parça uzunluklarını değerlendirmişlerdir. S2, F1, F2 ve F3 enstrüman gruplarında enstrüman çapı arttıkça kırılma için geçen süre açısından devamlı bir azalma gözlendiğini belirtmişlerdir. Inan ve arkadaşlarının (2007a) ProTaper enstrümanlar ile ilgili yaptıkları çalışmalarında ise yüz adet (20'şerli gruplar halinde S1, S2, F1, F2 ve F3) enstrümanı karşılaştırmışlar ve bu deneylerinde 5 ve 10 mm çaplara sahip yapay kanallar kullanmışlardır. Enstrümanların 250 rpm hızda kullanıldığını belirtmişlerdir. Yapay kanallardaki çap artışının enstrüman kırılmalarını ters orantılı olarak etkilediğini ve kırılma için geçen sürenin azaldığını bildirmişlerdir. Enstrüman gruplarının karşılaştırılmasında ise 10 mm çapa sahip yapay kanalda test edilen enstrüman gruplarında S1 ve F3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlendiğini ancak diğer tüm gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını

bildirmişlerdir. Diğer grupta ise elde edilen değer farklılıklarının tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunduğunu bunun yanında S1-F3, S2-F3 ve F1-F2 grupları arasındaki farklılığı da vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda da enstrüman çapı ile kırılma için geçen süre ters orantılı bulunmuştur. Kontrol grubu enstrümanlarda S1 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında, F3 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenirken, deney grubu enstrümanlarda F3 grubu ile S1 ve S2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir.

HeroShaper enstrüman grubuna ait veriler karşılaştırıldığında hem kontrol hem de deney grubunda en ince enstrüman olan .04 taperlı 20 enstrümanın en uzun süre değerine sahip olduğunu görmekteyiz. Enstrümanlara ait veriler incelendiğinde enstrüman çapı kalınlaştıkça ortalama kırılma için geçen süre değerlerinin azaldığını görmekteyiz. Ancak istatistiksel olarak enstrüman grupları arasında karşılaştırmada bu değerlerin anlamlı bir farklılık oluşturmadığını görmekteyiz.

RaCe enstrüman grubunda ise yine diğer gruplarda olduğu gibi enstrüman çapındaki artış kendini kırılma için geçen sürede azalma şeklinde göstermektedir. Deney ve kontrol grubu enstrümanlarda 15 numaralı enstrüman ile 20 ve 25 numaralı enstrüman grupları arasındaki süre farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Tüm enstrüman grupları içinde en yüksek değerler RaCe enstrüman grubuna aittir. Anderson ve arkadaşları (2007) 30 .04 taper EndoWave, ProFile ve RaCe enstrümanların döngüsel yorgunluklarını ve kırılma sonrası kırık yüzeylerini incelemişlerdir. Elektropolisaj yüzeye sahip

RaCe enstrümanlar anlamlı şekilde diğerlerinden yüksek performans gösterdiğini belirtmişlerdir. Bulgularımızın sonuçlarına baktığımızda en iyi değerlerin RaCe enstrüman grubuna ait olmasının hem en ince enstrümanlar olmaları hem de yüzeylerinin üretim aşamasında diğer grup enstrümanlardan farklı olarak elektropolisaj yapılmış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Fife ve arkadaşları (2004) S1, S2, F1, F2 ve F3 enstrümanların karşılaştırmasında hiç kullanılmamış, 2 kez kullanılmış ve 4 kez kullanılmış enstrümanlardan oluşan gruplarda S1, F1 ve F3 enstrüman gruplarında meydana gelen değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken S2 ve F2 enstrüman gruplarında meydana gelen değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bizim araştırmamızda S1 grubu hariç diğer tüm gruplara ait değerler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çalışmamızda S1 grubu haricinde tüm enstrüman gruplarında ikili karşılaştırmalarda farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Fife ve arkadaşlarının (2004) yaptıkları araştırmada grubun en küçük enstrümanı olan S1 enstrümanına ait değer farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ayrıca enstrümanın kullanıldıkça ömrünün uzadığını bunun sterilizasyonun bir etkisi olabileceğini belirtmişlerdir. Değerlerimizdeki farklılıkların test düzeneklerimizdeki açığı farklılıklarından olabileceğini düşünmekteyiz.

HeroShaper grubunda ise deney ve kontrol grubu enstrümanların ikili karşılaştırmalarında 20 .04 enstrüman haricinde diğer tüm enstrümanların değer değişiklikleri istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur. Bu 20 .04 enstrümanların yorgunluk testinde diğer enstrümanlara göre daha az etkilendiğini göstermektedir.

RaCe grubunda deney ve kontrol grubu enstrümanların ikili karşılaştırılmasına baktığımızda ise 15, 20 ve 25 numaralı enstrüman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Bu üç enstrüman yorgunluk deneyinde diğer enstrümanlara göre en az etkilenen enstrümanlardır. Bunun sebebinin RaCe grubunun extrem kitinin .02 taper ince enstrümanlardan oluşması ve enstrümanların elektropolisajlı olması sebebiyle çatlak inisiasyonlarının ve yüzey düzensizliklerinin azalmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bulgularımız Anderson ve arkadaşlarının (2007) bulgularını desteklemektedir.

Çalışmalarımızın devam ettiği süre içerisinde NiTi alaşım metalürjisinde gelişmelerle enstrümanların üretimleri ile ilgili yenilikler de gözlenmiştir. TF (SybronEndo, Orange, CA) ve M-Wire (GTX; Dentsply-Tulsa Dental, Tulsa, OK) geleneksel NiTi enstrüman teknolojisinden farklı üretimleri ile ön plana çıkmaktadır. Johnson ve arkadaşları (2008) ProFile 25 .04 enstrümanlar ile M-Wire enstrümanların döngüsel ve torsiyonel yorgunlukları ile ilgili çalışmalarında M-Wire enstrümanların döngüsel yorgunluğa yaklaşık olarak dört kat daha dayanıklı olduklarını rapor etmişlerdir. Gambarini ve arkadaşları (2008) ise TF, K3 ve M-Wire enstrümanların döngüsel yorgunlukları ile ilgili yaptıkları çalışmalarında TF 25 .06 enstrümanların K3 25 .06 enstrümanlardan daha uzun sürede kırıldığını ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtirken, K3 20 .06 enstrümanlarla GT serisi X 20 .06 enstrümanların kırılma süreleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Geleneksel yöntemlerle üretilen NiTi endodontik enstrümanlarla yeni geliştirilen ve geliştirilecek olan enstrümanların karşılaştırılmaları ile endodontide kök kanallarının şekillendirilmesi alanında pozitif gelişmeler olacağına inanmaktayız. Ayrıca tüm yeni geliştirilen teknolojilerin avantaj ve dezavantajları ile kullanılmakta olan geleneksel yöntemlerle ayrıntılı olarak karşılaştırılması gerektiğini düşünmekteyiz.

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

HeroShaper, ProTaper ve RaCe enstrüman kitlerini kullanarak yaptığımız NiTi dönen enstrümanların metal yorgunluklarının araştırılması ile ilgili incelememizde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

Her üç enstrüman kitinde de enstrüman kalınlığındaki artışla enstrüman kırılma süresi kısalmaktadır. İstatistiksel olarak bakıldığında:

1. HeroShaper deney grubunda çoklu karşılaştırma testinde 20 numara .04 taper enstrüman grubu ile 20 .06 ve 30 .04 taper enstrüman grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenirken ($p<0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Kontrol grubu enstrümanlarda istatistiksel olarak karşılaştırmalar göz önüne alındığında gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).
2. ProTaper deney grubunda çoklu karşılaştırma testinde F3 grubu ile S1 ve S2 grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenirken ($p<0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir ($p>0,05$). Kontrol grubunda çoklu karşılaştırma testinde S1 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında, F3 grubu ile S2, F1 ve F2 grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenirken ($p<0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir ($p>0,05$).
3. RaCe deney grubunda çoklu karşılaştırma testinde 20 numaralı enstrüman ile 25 numaralı enstrüman arasında ve 35 numaralı

enstrüman ile 40 numaralı enstrüman arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken ($p>0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ($p<0,05$). Kontrol grubunda çoklu karşılaştırma testinde 20 numaralı enstrüman ile 25 numaralı enstrüman arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken ($p>0,05$) diğer tüm enstrüman grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ($p<0,05$).

Deney ve kontrol grubu enstrümanların ikili karşılaştırılmasında ise şu bulgular elde edilmiştir:

1. HeroShaper grubunda 20 .04 taperlı enstrüman grubu için deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken diğer tüm gruplarda deney ve kontrol grubu enstrümanları arasındaki değer farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
2. ProTaper grubunda S1 enstrüman grubuna ait deney ve kontrol gruplarına ait değerler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$) diğer tüm gruplarda (SX, S2, F1, F2, F3) deney ve kontrol grubu enstrümanlarına ait değerlerdeki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).
3. RaCe grubunda 15, 20 ve 25 enstrümanlarda deney ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken ($p>0,05$) 35 ve 40 gruplarında deney ve kontrol grubu enstrümanları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Kök kanalının şekillendirilmesi işlemleri endodonti pratiğinde önemli bir yer kapsamaktadır. Bu işlemler için kullanılan enstrümanlar teknolojik ilerlemelerle paralel olarak yenilenmektedir. Paslanmaz çelik enstrümanlar zamanla yerini NiTi enstrümanlara bırakmaya başlamıştır. Ancak NiTi enstrümanlar da zaman içerisinde gelişmeler göstermiştir. Özellikle kesici özelliklerin artırılması ve kırılmaya karşı dayanıklı enstrümanlar geliştirme yönünde çalışmalar sürdürülmektedir. Son dönemde NiTi enstrümanların üretim şekli değiştirilerek döngüsel yorgunluğa dayanıklılığı artırılmaya çalışılmaktadır.

NiTi enstrümanlar şekillendirme sürecini kısaltırken kök kanalının etkin irrigasyonu ve doldurulması için etkin bir şekillendirme sağlamaktadır. Ancak özellikle dar ve eğri kanallarda NiTi enstrümanların paslanmaz çelik enstrümanlarla ortak kullanılması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda üç farklı enstrüman kitinin üretici firmaları tarafından eğri kanallarda kullanım için tavsiye edilen yöntemlerini kullanarak metal yorgunluklarını araştırdık. RaCe enstrümanları incelenen enstrümanlar içinde en düşük taper açısına sahip olması sebebiyle kırılma süresi diğer enstrüman kitlerinden daha uzun olmuştur. Ancak kök kanalı şekillendirilmesinde genişletme ihtiyacı ön plana çıktığında paslanmaz çelik enstrümanlarla NiTi dönen enstrümanların ortak kullanımı yerine önce düşük taperlı daha sonra yüksek taperlı enstrümanların kullanımı hem daha güvenli hem daha çabuk bir şekillendirme sağlayacaktır. NiTi enstrümanların kullanımında üretici firma önerilerine uyulması ve her enstrümanın hem kullanım öncesi hem de kullanım sonrasında mümkünse bir büyüteçle olası defektler açısından incelenmesi olası bir kırılmayı önleyebilecektir.

Enstrüman teknolojisinde gelişmelerle birlikte daha esnek ve daha kesici enstrümanlar birer birer endodonti alanında yerini almakta ve yeni araştırmalara konu olmaktadır. Bilimin ve hekim becerisinin gelişmesi yönünde bu gelişmelerin hekimlerin korkulu rüyası olan ilk kullanımda enstrüman kırılmalarına son vereceğine inanmaktayız.

ÖZET

NiTi Dönen Aletlerin Kök Kanallarının Hazırlanması Esnasında Oluşan Metal Yorgunluklarının Araştırılması

Araştırmamızda; üç farklı NiTi enstrümanın eğimli kök kanallarında tavsiye edilen kitlerinin (HeroShaper, ProTaper, RaCe) klinik kullanımlarında karşılaşılabilecek fleksural yorgunluklarının nasıl bir sonuç doğurabileceği konusunda bilgi sahibi olmayı ve kullanımları sonrasında meydana gelen metal yorgunluklarını araştırmayı amaçladık.

Araştırmamızda HeroShaper (160 adet), ProTaper (240 adet) ve RaCe (200 adet) enstrümanları eşit sayıda örnek içeren deney ve kontrol gruplarına ayrılmıştır. Deney grubu enstrümanlar 60 adet çekilmiş insan alt molar ve premolar dişlerinin şekillendirilmesinde kullanılmıştır. Deney ve kontrol grubu enstrüman kitleri steril edildikten sonra test düzeneğine yerleştirilerek kırılana kadar gözlemlenmiştir. Kırılma süreleri kaydedilerek istatistiksel değerlendirmesi yapılmıştır.

Bulgularımızın karşılaştırmalarına göre tüm gruplarda enstrüman kalınlığındaki artışın kırılma süresini kısalttığı gözlemlendi. İstatistiksel olarak bu süre azalması HeroShaper kontrol grubu dışındaki tüm gruplarda anlamlı bulunmuştur. Deney ve kontrol grubu enstrümanların birebir karşılaştırmalarında ise deney ve kontrol grubu enstrümanların kırılma süreleri arasındaki farklılıklar HeroShaper 20 .04 taper, ProTaper S1 ve RaCe 15 .02 taper, 20 .02 taper ve 25 .02 taper enstrümanlarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken diğer tüm enstrümanlarda kırılma süreleri farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: HeroShaper, metal yorgunluğu, NiTi dönen enstrümanlar, ProTaper, RaCe

SUMMARY

An Investigation For The Metal Fatigue of NiTi Rotary Instruments During The Root Canal Preparation

In our research; we aimed to have information about the results of the flexural fatigue that we can come across during clinical usage of three different NiTi instruments advised for curved root canal and to investigate their metal fatigue after the usage.

HeroShaper (160 sample), ProTaper (240 sample) and RaCe (200 sample) instruments were subdivided into examination and control groups which include equal number of samples. The examination group was used for preparation of 60 extracted human mandibular premolar and molar teeth. After their sterilization the examination and control groups were observed until they were broken. The fracture time was saved and statistical evaluation was realized.

According to comparison of our findings, it was observed that increasing of instrument thickness decreased the fracture time. Decreasing of the fracture time was found statistically significant for whole groups except for HeroShaper control group. In the one by one comparison of examination and control group instrument, the differences between the fracture times were not found statistically significant for the HeroShaper 20 .04 taper, ProTaper S1 and RaCe 15 .02 taper, 20 .02 taper and 25 .02 taper but the other instruments were statistically significant.

Key words: HeroShaper, metal fatigue, NiTi rotary instruments, ProTaper, RaCe

KAYNAKLAR

- ALAÇAM, T. (2000). Endodonti. 2. Baskı. Ankara: Barış Yayınları. s.:201-223
- ALAPATI, S.B., BRANTLEY, W.A., SVEC, T.A., POWERS, J.M., MITCHELL, J.C. (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J. Endod.* **29**: 667-669.
- AL-OMARI, M.A, DUMMER, P.M., NEWCOMBE, R.G., DOLLER, R. (1992a). Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part. 1. *Int Endod. J.*: **25**: 57-66.
- AL-OMARI, M.A., DUMMER, P.M., NEWCOMBE, R.G., DOLLER, R. (1992b). Comparison of six files to prepare simulated root canals. part 2. *Int. Endod. J.* **25**: 67-81.
- ANDERSON, M.E., PRICE, J.W., PARASHOS, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* **33**: 1212-1216.
- ANDREASEN, G.F., MORROW, R.E. (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am. J. Orthod.* **73**:142–151.
- ANKRUM, M.T., HARTWELL, G.R., TRUITT, J.E. (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J. Endod.* **30**: 234-237.
- ARENS, F.C., HOEN, M.M., STEIMAN, H.R., DIETZ, G.C. Jr. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J. Endod.* **29**: 664-666.
- BAHIA, M.G., MARTINS, R.C., GONZALEZ, B.M., BUONO, V.T. (2005). Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.* **38**:795-801.
- BAUMANN, M.A. (2004). Nickel-titanium: options and challenges. *Dent. Clin. North Am.* **48**: 55-67.
- BERUTTI, E., CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO, I., IBBA, A., (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J. Endod.* **29**: 15–19.
- BEST, S., WATSON, P., PİLLİAR, R., KULKARNİ, G.G.K., YARED, G.(2004). Torsional fatigue and endurance limit of a size 30 .06 ProFile rotary instrument. *Int. Endod. J.* **37**: 370-373.

- BLUM, J.P., MACHTOU, C., RUDDLE, J., MICALLE, F. (2003). Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using protaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J. Endod.* **29**: 567–575.
- BORTNICK, K.L., STEIMAN, H.R., RUSKIN, A. (2001). Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J. Endod.* **27**: 57–59.
- BUEHLER, W.H., GILFRICH, J.V., WILEY, R.C. (1963). Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J. Appl. Phys.* **34**: 1475–1477.
- BUEHLER, W.J., WANG, F.E. (1968). A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* **1**: 105–120.
- BUEHLER, W.J., CROSS, W.B. (1969). 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire J.* **2**: 41–49.
- CHEUNG, G.S.P. (1996). Endodontic failures—changing the approach. *Int. Dent. J.* **41**: 131–138.
- CHEUNG, G.S.P., DARVELL, B.W. (2007a). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int. Endod. J.* **40**: 612–618.
- CHEUNG, G.S.P., DARVELL, B.W. (2007b). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int. Endod. J.* **40**: 619–625.
- CHEUNG, G.S.P., SHEN, Y., DARVELL, B.W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J. Endod.* **33**: 1217–1221.
- CIVJAN, S., HUGET, E.F., DESIMON, L.B. (1975). Potential applications of certain Nickel–Titanium (Nitinol) alloys. *J. Dent. Res.* **54**: 89–96.
- CRAVEIRO M.M.C., BAHIA M.G., LOPES V.T. (2002) Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* **28**: 765–769.
- DUERIG, W. (1990). Applications of shape memory. *Materials Science Forum* **56–8**, 679–692.
- FERREIRA, J.J., RHODES, J.S., PITT FORD, T.R. (2001). The efficacy of gutta-percha removal using ProFiles. *Int. Endod. J.*, **34**: 267–274.
- FIFE, D., GAMBARINI, G., BRITTO, L. R. (2004) Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **97**: 251–256.

- GAMBARINI, G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int. Endod. J.* **34**: 386- 389.
- GAMBARINI, G., GRANDE, N.M., PLOTINO, G., SOMMA, F., GARALA, M., De LUCA, M., TESTARELLI, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endod.* **34**: 1003-1005.
- GOULD, J.V. (1963). Machinability of Nickel–Titanium alloys. Metcut Research Associates, Report No 573–4062–1. Office of Technical Services, U.S. Dept of Commerce, Report No AD-419009.
- GULABIVALA, K., STOCK, C.J.R., (2004). Root canal system preparation. In: Endodontics. Ed.: C.J.R. Stock, K. Gulabivala, R.T. Walker, 3rd Ed., London, Elsevier Limited. s: 135-172
- HAÏKEL, Y., SERFATY, R., BATEMAN, G., SENGHER, B., ALLEMANN, C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* **25**: 434-40.
- HIMEL, V.T., MCSPADDEN, J.T., GOODIS, H.E. (2006). Instruments, Materials and Devices in: Pathways of the Pulp. Ed.: S. Cohen, K.M. Hargreaves. 9th Ed., St.Louis. Mosby. s: 233-289
- HÜLSMANN, M., RÜMMELIN, C., SCHÄFERS, F. (1997). Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *J. Endod.* **23**: 301-306.
- INAN, U., AYDIN, C., TUNCA, Y.M. (2007a). Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **104**: 837-840.
- INAN, U., AYDIN, C., UZUN, O., TOPUZ, O., ALACAM, T. (2007b). Evaluation of the surface characteristic of used end new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. *J. Endod.* **33**: 1334-1337.
- JONSON, E., LLOYD, A., KUTTLER, S., NAMEROW, K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instrument. *J. Endod.* **34**: 1406-1409
- JOU, Y.T., KARABUCAK, B., LEVIN, J., LIU, D. (2004). Endodontic working width: current concepts and techniques. *Dental Clinic NorthAmerica* **48**: 323-335.
- KITCHENS, G.G., LIEWEHR, F., MOON, P. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.* **33**: 52-54.

- KUHN, G., JORDAN, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* **28**: 716-720.
- KÜÇÜKAY, S.E., KÜÇÜKAY, I., YILMAZ, B. (2004). Kök kanal şekillendirme yöntemleri. İstanbul. Promat A.Ş. s: 11-38
- LEE, J.H., PARK, J.B., ANDREASEN, G.F., LAKES, R.S. (1988). Thermomechanical study of NiTi alloys. *J. Biomed. Mater. Res.* **22**: 573–588.
- LI, U.M., LEE, B.S., SHIH, C.T., LAN, W.H., LIN, C.P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J. Endod.* **28**: 448–451.
- LOPES, H., MOREIRA, E., NELSON, C.E., ANDRIOLA DE ALMEIDA, R., NEVES, M. (2007). Cyclic fatigue of protaper instruments. *J. Endod.* **33**: 55-57.
- MARENDING, M., LUTZ, F., BARBAKOW, F. (1998). Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int. Endod. J.* **31**: 57-62.
- MARTIN, B., ZELADA, G., VARELA, P., BAHILLO, G., MAGÁN, F., AHN, S., RODRIGUEZ, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int. Endod. J.* **36**: 262-266.
- MASSALSKI, T.B., OKAMOTO, H., SUBRAMANIAN, P.R., KACPRZAK, L. (1990). Binary alloy phase diagrams. 2nd Ed. Vol. 3. Ohio: ASM International. S:2874
- MATWYCHUK, M.J., BOWLES, W.R., McCALANAHAN, S.B., HODGES, J.S., PESUN, I.J. (2007). Shaping abilities of two different engine-driven rotary nickel titanium system or stainless steel balanced force technique in mandibular molar. *J. Endod.* **33**: 868-871.
- MERCIER, O., TOROK, E. (1982). Mechanical properties of the coldworked martensitic NiTi type alloys. *J. Phys.* **43**: 267–272.
- NAGARATNA, P.J., SHASHIKIRAN, N.D., SUBBAREDDY, V.V. (2006). In vitro comparison of NiTi rotary instruments and stainless steel hand instruments in root canal preparations of primary and permanent molar. *J. Indian. Soc. Pedod. Prev. Dent.* **24**: 186-191.
- O'HOY, P.Y.Z., MESSER, H.H., PALAMARA, J.E.A. (2003) The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int. Endod. J.* **26**: 724–732.
- OTSUKA, K., REN, X. (2005). Physical metallurgy of TiNi based shape memory alloys. *Mater. Sci.* **50**: 511-678

- PARASHOS, P., GORDON I., MESSER H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* **30**: 722 – 725.
- PATINO, P.V., BIEDMA, B.M., LIEBANA, C.R., CANTATORE, G., BAHILLO, J.G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J. Endod.* **31**:114-116.
- PENG, B., SHEN, Y., CHEUNG, G.S.P.,XIA, T.J. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int. Endod. J.* **38**: 550-557.
- PETERS, O.A., PETERS, C.I., SCHONENBERGER, K., BARBAKOW, F. (2003). ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int. Endod. J.* **36**: 86-92.
- PETTIETTE, M., OLUTAYO DE LANO E., TROPE M. (2001). Evaluation of Success Rate of Endodontic Treatment Performed by Students with Stainless-Steel K-Files and Nickel-Titanium Hand Files . *J. Endod.* **27**: 124 – 127.
- PRUETT, J.P., CLEMENT, D.J., CARNES, D.L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* **23**: 77-85.
- RANGEL, S., CREMONESE. R., BRYANT. S., DUMMER. P. (2005). Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J. Endod.* **31**: 460-463.
- SABURI, T., TATSUMI, T., NENNO, S. (1982). Effects of heat treatment on mechanical behaviour of Ti-Ni alloys. *J. Phys.* **4**: 261–266.
- SATTAPAN, B., NERVO, G.J., PALAMARA, J.E., MESSER, H.H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use *J. Endod.* **26**: 161-165.
- SAUNDERS E.M. (2005). Hand instrumentation in root canal preparation *Endodontic Topics.* **10**: 163–167.
- SCHÄFER, E., TEPEL, J., HOPPE, W. (1995). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.* **21**: 493–497.
- SCHÄFER, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod. Dent. Traumatol.* **13**: 51–64.
- SCHÄFER, E., SCHULZ-BONGERT, U., TULUS, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: A Clinical Study. *J. Endod.* **30**: 432-435.
- SCHIRRMEISTER J., WRBAS K., SCHNEIDER F., ALTENBURGER M., HELLWIG E. (2006). Effectiveness of a hand file and three nickel-titanium

rotary instruments for removing gutta-percha in curved root canals during retreatment. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **101**: 542-547.

SCHÜTZ, W., (1996). A history of fatigue. *Eng. Fract. Mech.* **54**: 263-300.

SERENE, T.P., ADAMS, J.D., SAXENA, A. (1995). Nickel–Titanium Instruments: Applications in Endodontics. St Louis MO, USA: Ishiyaku Euro America, Inc.

SHEN, Y., CHEUNG, G.S.P., BIAN, Z., PENG, B. (2006). Comparison defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J. Endod.* **32**: 61-65.

SHEN, Y., HAASAPASALO, M., CHEUNG, G.S.P., PENG, B., (2009a). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J. Endod.* **35**: 129-132.

SHEN, Y., CHEUNG, G.S.P., PENG, B., HAASAPASALO, M. (2009b). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J. Endod.* **35**: 133-136.

SOTOKAWA, T. (1988). An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J. Endod.* **14**: 76-82.

TASDEMIR T., ER K., YILDIRIM T., CELIK D. (2008). Efficacy of three rotary NiTi instruments in removing gutta-percha from root canals *Int. Endod. J.* **41**: 191-196.

THOMPSON, S.A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int. Endod. J.* **33**: 297-310.

TRIPI, T.R., BONACCORSO, A., CONDORELLI, G.G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **102**: 106-114.

TROIAN, C.H., SÓ, M.V., FIGUEIREDO, J.A., OLIVEIRA, E.P. (2006). Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int. Endod. J.* **39**: 616-625.

ULLMANN, C.J., PETERS, O.A. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.* **31**: 183-186.

VERSÜMER, J., HÜLSMANN, M., SCHÄFERS, F. (2002). A comparative study of root canal preparation using ProFile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int. Endod. J.* **35**: 37-46.

VILLALOBOS, R.L., MOSER, J.B., HEUER, M.A. (1980). A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in rotary motion. *J. Endod.* **6**: 667- 671

- WALIA, H., BRANTLEY, W.A., GERSTEIN, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.* **14**: 346-351.
- WALIA, H., COSTAS, J., BRANTLEY, W., GERSTEIN, H. (1989). Torsional ductility and cutting efficiency of the nitinol file. *J. Endod.* **15**: 174 (Abstract 22).
- WANG, F.E., PICKART, S.J., ALPERIN, H.A. (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. *J. Appl. Phys.* **43**: 97-112.
- WEI, X., LING, J., JIANG, J., HUANG, X., LIU, L. (2007). Models of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J. Endod.* **33**: 276-279.
- WEINE, F.S., KELLY, R.F., LIO, P.J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J. Endod.* **1**: 255-262.
- YAMAN S.D. (2002). Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *G. Ü. Diş. Hek. Fak. Der.* **19**: 51-57.
- YARED. G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int. Endod. J.* **32**: 115 – 119.
- YARED. G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. (2000). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *Int. Endod. J.* **33**: 204 – 207.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. (2001a). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int. Endod. J.* **34**: 47-53.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P. (2001b). Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int. Endod. J.* **34**: 471-475.
- YARED, G.M., KULKARNI, G.K. (2002). Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int. Endod. J.* **35**: 536-541.
- YARED, G.M., KULKARNI, G.K. (2004). Accuracy of the DTC torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Int. Endod. J.* **37**: 399-402.
- ZELADA, G., VARELA, P., MARTIN, B., BAHILLO, J., MAGÁN, F., AHN, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments . *J. Endod.* **28**: 540-542

ZINELIS, S., DARABARA, M., TAKASE, T., OGANE, K., PAPADIMITRIOU, G.D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **103**: 843-847.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Ömer

Soyadı: Bilici

Doğum yeri ve tarihi: K.Maraş- 1978

Uyruğu: TC

Medeni durumu: Bekar

Askerlik Durumu: Tecilli (Şubat 2009)

İletişim adresi ve telefonu: Uğur Mumcu Mahallesi

199. Sokak No:76

Batıkent / ANKARA

Tel: +90 532 7701214

II- Eğitimi

G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi -2000

K.Maraş Lisesi - 1994

Türkoğlu Lisesi -1991

Cumhuriyet ilkokulu - 1988

Yabancı dili: İngilizce

III- Bilimsel İlgil Alanları

Yayınları:

Apikal Boya Penetrasyon Araştırmalarına Teknolojik Bir Yaklaşım (Poster Türk Endodonti Derneği Sempozyumu, İstanbul-2004)

Surgical Extrusion Of Two Intruded Teeth: Case Report (Vaka Raporu, ESE, İstanbul-2007)

Üç Farklı Kök Kanal Patının Retreatment İçin Dizayn Edilmiş NiTi Dönen Enstrüman Sistemi İle Kök Kanallarından Uzaklaştırılması (Poster, Türk Endodonti Derneği Sempozyumu; Antalya-2008)

IV- Bilimsel Etkinlikler:

NiTi Dönen aletlerin Dünyü Bugünü (Sunum, Türk Endodonti Derneği, 2006)