

수종의 NiTi 전동 파일 단면 형태 비교 및 pecking motion의 사용방법이 피로 파절에 미치는 영향

김재관¹ · 금기연² · 김의성^{1*}

¹연세대학교 치과대학 보존학교실, ²서울대학교 치의학 대학원 보존학교실

ABSTRACT

COMPARATIVE STUDY ON MORPHOLOGY OF CROSS-SECTION AND CYCLIC FATIGUE TEST WITH DIFFERENT ROTARY NITI FILES AND HANDLING METHODS

Jae-Gwan Kim¹, Kee-Yeon Kum², Eui-Seong Kim^{1*}

¹Department of Conservative Dentistry, Yonsei University, ²Department of Conservative Dentistry,

²Dental Research Institute, Seoul National University

There are various factors affecting the fracture of NiTi rotary files. This study was performed to evaluate the effect of cross sectional area, pecking motion and pecking distance on the cyclic fatigue fracture of different NiTi files. Five different NiTi files-Profile[®] (Maillefer, Ballaigue, Switzerland), ProTaper[™] (Maillefer, Ballaigue, Switzerland), K3[®] (SybronEndo, Orange, CA), Hero 642[®] (Micro-mega, Besancon, France), Hero Shaper[®] (Micro-mega, Besancon, France)-were used. Each file was embedded in temporary resin, sectioned horizontally and observed with scanning electron microscope. The ratio of cross-sectional area to the circumscribed circle was calculated. Special device was fabricated to simulate the cyclic fatigue fracture of NiTi file in the curved canal. On this device, NiTi files were rotated (300rpm) with different pecking distances (3 mm or 6 mm) and with different motions (static motion or dynamic pecking motion). Time until fracture occurs was measured. The results demonstrated that cross-sectional area didn't have any effect on the time of file fracture. Among the files, Profile[®] took the longest time to be fractured. Between the pecking motions, dynamic motion took the longer time to be fractured than static motion. There was no significant difference between the pecking distances with dynamic motion, however with static motion, the longer time was taken at 3mm distance. In this study, we could suggest that dynamic pecking motion would lengthen the time for NiTi file to be fractured from cyclic fatigue. [J Kor Acad Cons Dent 31(2):96-102, 2006]

Key words: Fatigue fracture, Cross-sectional area, Pecking motion, Pecking distance

- Received 2005.10.13., revised 2005.12.28., accepted 2006.1.26. -

* Corresponding Author: Eui-Seong Kim

Department of conservative Dentistry
College of Dentistry, Yonsei University
134 Shinchon-Dong, Seodaemun Gu, Seoul, Korea, 120-752
Tel: 82-2-361-8711 Fax: 82-2-313-7575
E-mail: andyendo@yumc.yonsei.ac.kr

I . 서 론

Nickel-Titanium (NiTi) 파일은 초탄성, 형상기억, 부식 저항성 및 우수한 생체친화성을 지니고 있어 일찍부터 여러 생활 분야에 사용되어 왔다¹⁻⁴⁾. 특히 NiTi 금속은 유연성 (flexibility)이 우수하기 때문에 근관 치료에 사용되는 파일

※ 본 연구는 2003년도 연세대학교 치과대학 교내연구비에 의하여 이루어 졌음.

로 제작되었을 때 근관의 만곡을 유지할 수 있다는 장점을 갖게 된다⁶⁾. 그러나 항상 파절이라는 문제점은 안고 있다⁶⁾.

NiTi전동 파일의 파절은 뒤틀림 (torsion)에 의한 파절과, 지속적 굴곡에 의한 피로 파절 두 가지 방식으로 일어난다⁷⁾. 뒤틀림에 의한 파절은 금속의 탄성한도를 넘어서는 지점에서 발생하며, 굴곡에 의한 피로 파절은 최대의 굴곡을 나타내는 한 점에서 일어난다. 이러한 피로 파절은 실제로 파절이 일어나기 전에 파일이 구부러지거나 변형이 되는 현상이 미리 나타나지는 않는다. 그리고 이 피로 파절이 발생하는 데는 여러 가지 다양한 요인이 작용한다⁸⁻¹⁰⁾.

이런 요인에 대해 Zelada 등⁸⁾은 파일의 회전 속도와 치근의 만곡이 NiTi 전동 파일의 파절에 영향을 미친다고 보고하였으며 Pruet 등⁹⁾은 회전 속도보다는 근관 만곡의 반경 (radius), 각도 및 파일의 크기가 파절에 미치는 영향이 크다고 하였다. Turpin 등¹⁰⁾은 파일 단면 형태가 NiTi 파일의 뒤틀림과 굽힘 스트레스에 영향을 미친다고 하였다. 또한 전동파일의 사용방법이 파절에 미치는 영향도 있을 수 있는데 Li 등¹¹⁾은 파일을 사용할 때 pecking motion을 이용하면 NiTi 파일의 수명을 연장시키는데 도움이 된다고 하였다.

또한 2004년 신 등¹²⁾은 NiTi 파일에 표면 결함이 있는 경우 파절이 보다 쉽게 일어날 수 있다고 보고하였다.

현재 임상에서는 여러 가지 디자인의 NiTi 전동 파일들이 사용되고 있으며 지금도 다양한 NiTi 전동 파일들이 시장에 소개되고 있다. 그러나 이에 비해 이 파일들의 파절에 관한 비교 연구는 부족한 실정이다. 따라서 본 실험에서는 현재 시판중인 Profile®, ProTaper®, K3®, Hero 642®, Hero Shaper®의 단면 형태를 비교하고, 이 들 5가지 NiTi 파일의 사용방법에 따른 피로 파절 소요 시간을 비교하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

실험에 사용된 NiTi 전동 파일은 Table 1과 같다. 모두 06 taper의 #30 파일을 이용하였으나 ProTaper™는 같은 taper의 파일이 없어 tip size가 #30인 F3를 이용하였다.

1. 단면의 주사현미경적 관찰

각 NiTi 전동 파일의 치근단 1 / 3을 temporary resin에 매몰시키고 다이아몬드 표면 처리된 bur로 잘라내어 초음파 세척 후, 주사전자현미경으로 단면을 관찰하였다.

2. 주기적인 피로 검사

주기적인 피로 실험을 수행하기 위해, 회전속도와 pecking 거리를 자동적으로 조절할 수 있는 장치를 제작하고 (Figure 1) 파일이 만곡된 근관을 따라 들어가는 상태를 재현하기 위하여 15° 경사진 금속 토막을 위치시켰다 (Figure 2). 경사진 금속토막엔 반경 2 mm의 guiding path를 형성하여 파일이 회전할 때 끝까지 하나의 선상에 놓일 수 있게 하였다.

실험군은 정적 (Static)군과 동적 (Dynamic)군으로 나누었다.

정적군은 치근단으로부터 3 mm 및 6 mm 떨어져 시작되는 치근단 만곡을 재현하기 위하여 파일의 끝이 금속토막에 닿은 점에서 3 mm 및 6 mm 하방으로 내린 상태에서 파일을 회전시켜 파절이 일어날 때까지의 시간을 초시계를 이용하여 측정하였다. 동적군에서는 상하로 3 mm (3D)와 6 mm (6D)를 계속 pecking motion으로 움직이면서 파일을 회전시켜 파절이 일어날 때까지의 시간을 측정하였다. 파일의 회전속도는 분당 300회였으며 슈나이더 방법에 의해 계산된 만곡

Table 1. NiTi rotary files used in this experiment

	Manufacturer	size
Profile®	Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA	#30/06
ProTaper®	Maillefer, Ballaigues, Switzerland	F3
K3®	SybronEndo, California, USA	#30/06
Hero 642®	Micro-Mega, Besançon, France	#30/06
Hero Shaper®	Micro-Mega, Besançon, France	#30/06

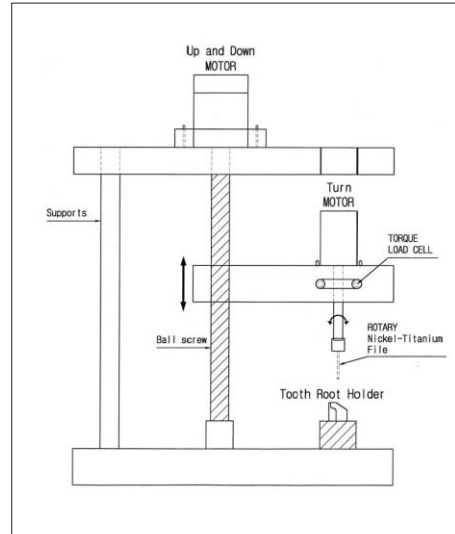
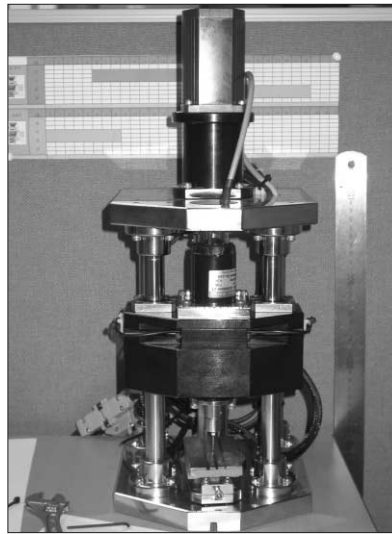


Figure 1. Photograph and schematic diagram of device used in the experiment.

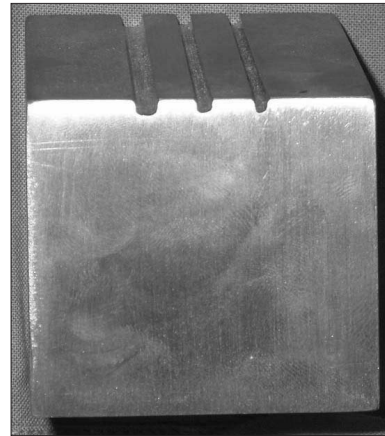
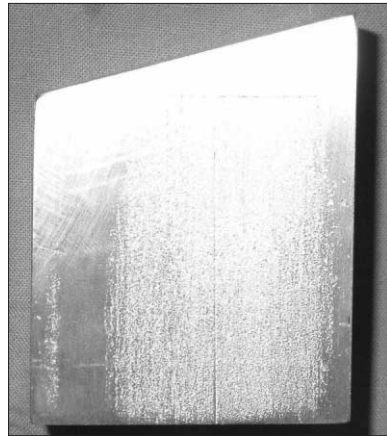


Figure 2. Sliding metal block with having guiding path.

도는 각각 42° (3 mm군)와 51° (6 mm군)였다.

각군은 10개의 시편으로 구성되었다. 파절에 소요되는 시간은 one-way ANOVA test와 tukey test에 의해 95% 신뢰도로 통계 처리하였다.

III. 결 과

1. 단면의 주사전자현미경적 관찰

Profile®, ProTaper™, K3®, Hero 642®, Hero Shaper® 단면의 주사전자 현미경 사진은 Figure 3 - 7과 같았다.

Profile은 triple U의 형태이며 negative rake angle을 가지고 있었다. ProTaper™은 convex triangular cross

section의 형태로 이루어져 있었으며, Hero 642®과 Hero Shaper®은 triple helix의 단면을 가졌으며 helix angle이 다양하고, positive cutting angle을 가졌다. K3® 또한 triple helix를 기본 구조로 하며 positive rake angle을 가졌으며 radial land가 비대칭적으로 넓어지는 형태로 land widths와 flute depths는 일정하지 않았으며, 단면적도 비대칭적이었다.

2. 주기적인 피로검사

각각의 실험군에서 파절 될 때까지의 평균시간 및 표준편차는 Table 2에 나타나 있다.

3 mm 동적군 (3D)에서는 5개의 파일 사이에 통계적 유의

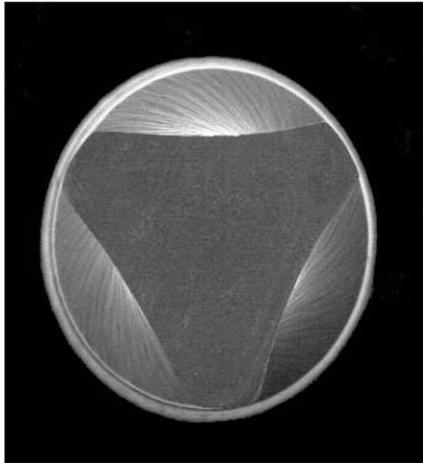


Figure 3. Cross-sectional electronic microscopic photograph of Profile®.

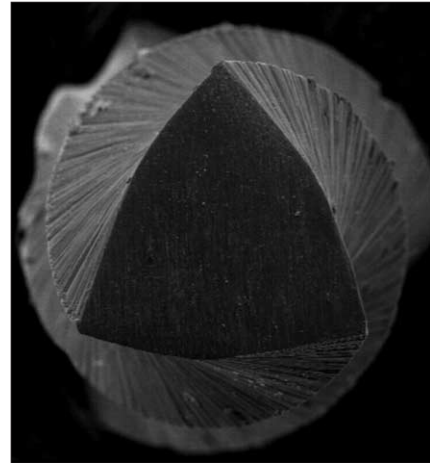


Figure 4. Cross-sectional electronic microscopic photograph of ProTaper™.

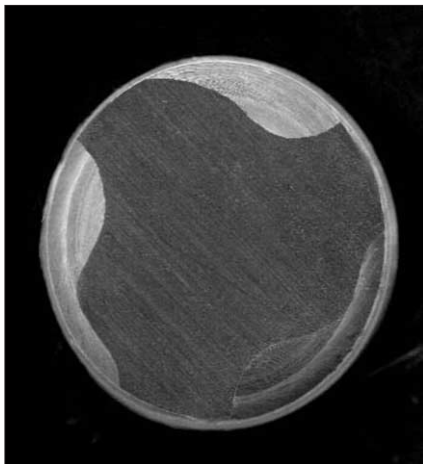


Figure 5. Cross-sectional electronic microscopic photograph of K3®.

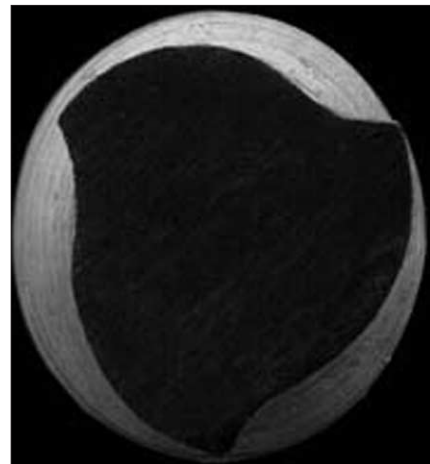


Figure 6. Cross-sectional electronic microscopic photograph of Hero 642®.

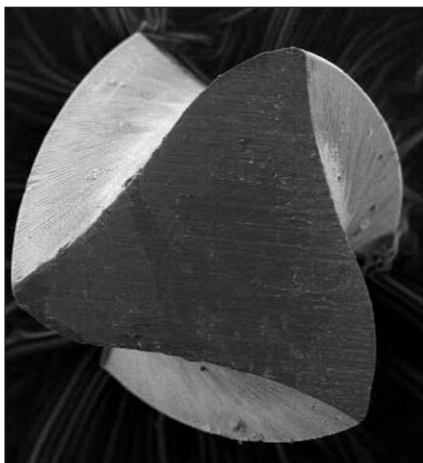


Figure 7. Cross-sectional electronic microscopic photograph of Hero Shaper®.

차가 없었던 반면 3 mm 정적군 (3S)에서는 Profile이 다른 파일들보다 파절 되는데 더 많은 시간이 소요되었다 ($P < 0.05$).

6 mm 동적군 (6D)에서는 Profile®의 파절 소요 시간이 가장 길었고 다음으로 K3®, Hero642®, Hero shaper®, ProTaper™순이었으며 ($p < 0.05$), K3®와 Hero 642®간에 통계학적인 유의차는 보이지 않았다. 6 mm 정적군 (6S)에서는 Profile®의 파절 소요 시간이 가장 길었고 다음으로 Hero Shaper®, Hero642®, K3®, ProTaper™ 순이었으며 ($p < 0.05$), Hero Shaper®와 Hero 642®간에는 통계학적인 유의차는 나타내지 않았다.

평균적으로 파절 소요시간은 정적군 (평균: 99.3초)보다 동적군 (평균: 254.9초)에서 길었다 ($p < 0.05$). 동적군에서는 3 mm군 (3D)과 6 mm군 (6D)에서 유의한 차이가 없었

Table 2. Average fracture time and standard deviation(second)

Time (seconds)		Profile [®]		ProTaper [™]		K3 [®]		Hero 642 [®]		Hero Shaper [®]	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
3 mm	Dynamic (3D)	352.8	148.6	239.0	142.1	309.0	57.5	233.1	74.8	229.9	56.3
	Static (3S)	157.8	29.7	89.0	28.2	105.4	11.6	105.2	18.3	86.9	17.7
6 mm	Dynamic (6D)	393.0	53.9	68.0	16.9	271.0	44.9	252.3	22.8	200.6	31.5
	Static (6S)	152.5	31.0	30.0	10.3	66.7	24.2	93.4	9.7	105.6	18.5

으나, 정적군에서는 3 mm군 (3S) (평균: 108.9초)이 6 mm군 (6S) (평균: 89.6)보다 더 많은 시간이 소요되었다 ($p < 0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

NiTi 금속이 근관 치료에 사용된 이래 여러 다른 단면 형태의 NiTi 전동 파일이 고안되어져 왔으며 NiTi 금속은 각 단면의 형태에 따라 기하학적 성질이 각각 다른 것으로 알려져 있다.

Turpin 등¹⁰⁾은 단면이 triple U와 triple helix 구조를 가지는 NiTi 전동 파일의 비틀림 강도 (torsional strength) 및 굽힘 강도 (bending strength)에 대한 실험에서 두 가지 구조의 파일이 서로 다른 강도를 나타낸다고 보고하였다. 또한 부위에 따른 스트레스 분포도 다르게 나타나서 두 file이 다른 모멘트에서 사용되어야 한다고 하였다.

그리고 박 등¹³⁾은 레진 블록 상에서 Profile[®], K3[®], Hero 642[®]를 이용하여 근관 성형을 한 후 이를 비교한 실험에서 근관의 변이가 가장 적은 것은 Profile[®]이었으나 positive rake angle인 K3[®], Hero 642[®]는 근관 성형 속도가 빠르다고 보고한 바 있다.

이 등¹⁴⁾은 GT[®]와 Profile[®]의 근관 성형 후 양상을 비교한 결과 GT[®] 사용 시 근관의 변이가 더 적다고 보고한 바 있다.

본 연구에서는 주사전자현미경으로 현재 시판중인 서로 다른 다섯 종류의 NiTi 전동파일, 즉 Profile[®], ProTaper[™], K3[®], Hero 642[®], Hero Shaper[®]의 단면 모양을 관찰하였는데, 각 파일은 단면 형태에 따라 단면적의 비율도 다르다. Turpin 등¹⁰⁾은 단면의 형태가 triple helix (Hero 642[®])와 triple U인 NiTi file(Profile[®])을 비교하여 triple helix 형태의 file이 triple U 형태 보다 단면적이 약 30% 크다고 한 바 있다. 본 연구에서는 각 5가지 file의 단면적 비율을 주사전자현미경상에서 Image-Pro Plus Software를 사용하여 측정하였다. 단면의 외접원에 대한 비율로 나타낸 단면적 비율은 Profile[®]이 60.4%, ProTaper[™]는 56.1%, K3[®]는 74.2%, Hero 642[®]는 75.0%, Hero Shaper[®]는 49.5%였

다.

이 단면적의 비율과 주기적 피로에 따른 파일의 파절 시간의 상관관계를 살펴 볼 때, 모든 군에서 Profile[®]은 ProTaper[™], K3[®], Hero 642[®], Hero Shaper[®]보다 파절 되는데 더 오랜 시간이 소요되었다. 그에 반해 ProTaper[™]는 Profile, K3, Hero 642, Hero Shaper보다 파절 되기까지 더 짧은 시간이 소요되는 것으로 보아 파일의 단면적의 크기는 파절 소요시간과는 상관관계가 없는 것을 알 수 있다. Pruette 등⁹⁾과 Haikel 등¹⁵⁾은 NiTi 전동 파일의 피로 파절에 대한 실험에서 파일의 파절은 rake angle, variable pitch, variable taper, variable helical angle, point of maximal instrument flexure 등의 다른 디자인 특징에 의해 영향을 받을 수 있다고 하였다. 또한 2004년 신 등¹²⁾은 NiTi 파일에 표면 결함이 있는 경우 피로 파절이 보다 쉽게 일어날 수 있다고 보고하였다.

본 연구에서도 단면적의 크기는 파일의 파절에 영향을 미치지 않았으나 단면적의 모양은 영향을 미친 것으로 보인다. Negative rake angle을 가지는 triple U 형태의 Profile[®]은 실험군 모두에서 triple helix형태를 가지는 K3[®], Hero 642[®], Hero Shaper[®]보다 파절 소요시간이 길었다. 이는 단면적의 형태에 따라 스트레스를 받는 정도 또는 그 부위가 다를 수 시사한다. Turpin 등¹⁰⁾의 연구에서도 triple helix 형태의 NiTi 전동 파일은 스트레스가 파일의 날의 working angle과 helix의 flute 사이에 점차적으로 분포하나, triple U형태의 NiTi 파일에서는 스트레스가 flute에 집중되었다고 하여, 두 파일이 받은 스트레스 크기 뿐 아니라 부위 및 집중도에 차이가 있음을 알 수 있다.

이전의 주기적 피로에 대한 연구들은 pecking motion을 주지 않고, 회전 속도나 angle of curvature, radius of curvature, instrument taper 등만 변화시킨 것이 대부분이었다^{9,12,15)}. 본 연구에서는 pecking motion의 효과를 연구한 Li 등¹¹⁾의 실험방법을 고려하여 고안되었는데, 본 연구의 결과는 동적군이 정적군보다 파절 되기까지 더 많은 시간이 소요되었으며, 이것은 Li 등¹¹⁾의 실험결과와 일치한다. 정적군에서는 파일이 지속적으로 스트레스를 받는 상태에 놓여있지만 동적군에서는 파일이 스트레스를 받았다가

회복할 시간이 주어지기 때문이라고 해석할 수 있다. Li 등의 실험에서는 0.04 taper Profile®을 사용하여, 정적군보다 3 mm pecking 군에서 파절 시간이 40%에서 109% 정도로 증가하였으며, 평균 73%로 증가하였으나 본 연구에서는 정적군보다 동적군에서 파절 시간이 평균 162.4% 증가하였으며 파일에 따라 90%에서 306%까지의 다양한 차이의 증가를 보였다. 동적군과 정적군의 차이가 가장 큰 경우는 K3®로서 pecking distance를 6 mm로 한 군이 정적군에 비해 파절 시간이 306% 증가하였고, 가장 적은 차이를 보이는 파일은 Hero Shaper®의 6 mm군으로 정적군에 비해 파절 시간이 90%가량 증가하였다.

Li 등¹¹⁾은 pecking 거리의 증가가 파절 시간을 증가시킨다고 하였다. 그렇지만, 본 연구에서 pecking 거리에 따른 통계적 유의차는 없었다. Li 등¹¹⁾의 실험에서는 pecking 거리는 0 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm로 하였지만, 본 실험에서는 실제 임상적인 상황에 가깝도록 pecking 거리를 3 mm와 6 mm로 하였다. 이러한 조건하에서는 ProTaper™를 제외하고 pecking 거리가 파절 시간에 영향을 주지 않았다. ProTaper™는 3 mm 동적군에서 파절되기까지 평균 239초였으나 6 mm 동적군에서는 평균 68초가 소요되어 임상에서 사용시 3 mm 내외의 짧은 pecking 거리로 사용하는 것이 피로 파절 방지에 유리하다고 할 수 있겠다.

본 연구에서는 NiTi 전동파일의 단면 모양과 사용 방법에 따른 파일의 피로 파절에 미치는 영향을 알아보기 위해 시행되어 단면의 면적과 파절 시간 사이에는 상관관계를 발견할 수 없었으나, 단면의 모양, 즉 file의 형태적 특징과는 상관관계가 있음을 확인할 수 있었다. 향후 파일의 어떤 특정 부위의 형태적 특징이 파절에 취약한지, 단면적 뿐 아니라 3차원적으로 알아 볼 필요가 있을 것이다.

또한, 본 연구에서 pecking motion이 파절 시간을 길어지게 하는데 중요한 역할을 하지만, pecking 거리 (3 mm와 6 mm)와 파절 시간 사이에는 상관관계가 없는 것으로 나타났다. 동적군이 정적군보다 파절 시간이 긴 것은 파일에 지속적인 힘이 가해지지 않아서라고 해석한다면 pecking 동작을 같은 속도로 한다고 할 때 동적군의 6 mm군 보다 3 mm군이 파일에 가해진 힘이 회복될 시간이 더 많으며 6 mm군에 비해 상대적으로 심하지 않은 만곡도를 고려하면 파절 소요 시간이 더 길어야 할 것 예상되나, 본 연구에서는 유의할 만한 차이가 없는 것으로 나타났다. 이는 6 mm군에 비해 3 mm군이 짧은 radius를 가지기 때문으로 생각되며 또한 pecking 거리의 차이는 스트레스의 회복에 결정적인 영향

을 미치지 않기 때문일 수도 있으나 이는 실험군을 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm 등으로 세분화하여 늘려서 정확하게 분석할 필요가 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium instruments: applications in Endodontics. St.Louis: Ishiyaku EuroAmerica, Inc., 1995.
2. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H. Influence of composition and purity on tensile properties of NiTi alloy castings. *Dent Mater J* 11:157-64, 1992.
3. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 14:346-51, 1998.
4. Stoekel D, Yu W. Superelastic NiTi wire. *Wire J Int* 3:45-50, 1991.
5. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 21:146-151, 1995.
6. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 7th ed. St.Louis: Mosby Year Book, Inc. 255, 1998.
7. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium instruments: applications in Endodontics. St.Louis: Ishiyaku EuroAmerica, Inc. 62-3, 1995.
8. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahilo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 28:540-2, 2002.
9. Pruette JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23:77-85, 1997.
10. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 26:414-7, 2000.
11. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and dynamic tests. *J Endod* 28:448-51, 2002.
12. 신유미, 김의성, 김광만, 금기연. Effect Of surface defects and cross-sectional configuration on the fatigue fracture of NiTi rotary files under cyclic loading. *대한치과보존학회지* 29:267-272, 2004.
13. 박완기, 이희주, 허복. Sahping ability of NiTi rotary files. *대한치과보존학회지* 29:44-50, 2004.
14. 이정호, 김미자, 석창인, 이우철, 백승호. Evaluation of canal preparation with NiTi rotary files by micro computed tomography. *대한치과보존학회지* 29:378-385, 2004.
15. Haikel Y, Sefaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue test of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 25:434-440, 1999.

국문초록

수종의 NiTi 전동 파일 단면 형태 비교 및 pecking motion의 사용방법이 피로 파절에 미치는 영향

김재관¹ · 금기연² · 김의성^{1*}

¹연세대학교 치과대학 보존학교실, ²서울대학교 치의학 대학원 보존학교실

본 연구는 현재 시판중인 Profile®, ProTaper®, K3®, Hero 642®, Hero Shaper®를 단면을 비교하고 이들 5가지 NiTi 파일과 사용방법에 따른 피로 파절 소요 시간을 비교하고자 시행되었다.

각 NiTi 전동파일의 치근단 1/3을 temporary resin에 매몰시키고 다이아몬드 표면처리된 버로 잘라내어, 초음파를 이용하여 세척 후, 주사전자현미경으로 단면을 관찰하였다. 주기적인 피로 실험을 수행하기 위해, 회전속도, pecking 거리를 자동적으로 조절할 수 있는 장치를 제작하고 파일을 만족된 상태를 재현하기 위하여 15도 경사진 금속 토막에 위치시키고 분당 300회전의 속도로 회전시켜 파일이 파절될 때까지의 시간을 측정하였다. 사용방법에 따른 실험군은 동적군과 정적군으로 나누고 pecking 거리는 3 mm, 6 mm로 하였다. 실험결과 동적군 보다는 정적군의 피로파절 소요시간이 통계학적으로 유의차 있게 짧았으며 3 mm, 6 mm의 pecking distance에 따른 영향은 나타나지 않았다. 결론적으로 NiTi전동파일은 pecking motion으로 사용하는 것이 피로파절을 줄이는데 도움이 될 것으로 사료된다.

주요어: 피로파절, 단면적, 단면모양, Pecking motion, Pecking distance