

## ProTaper™로 근관성형시 회전 속도 변화가 근관형태에 미치는 영향

서민철 · 전윤정 · 강인철<sup>1</sup> · 김동준 · 황윤찬 · 황인남 · 오원만\*  
전남대학교 치의학전문대학원 보존학교실, <sup>1</sup>구강미생물학교실, 치의학연구소

### ABSTRACT

#### EFFECT OF ROTATIONAL SPEED OF PROTAPER™ ROTARY FILE ON THE CHANGE OF ROOT CANAL CONFIGURATION

Min-Chul Seo, Yoon-Jeong Jeon, In-Chol Kang<sup>1</sup>, Dong-Jun Kim,  
Yun-Chan Hwang, In-Nam Hwang, Won-Mann Oh\*  
*Dept. of Conservative Dentistry & <sup>1</sup>Oral Microbiology, School of Dentistry,  
Dental Science Research Institute, Chonnam National University*

This study was conducted to evaluate canal configuration after shaping by ProTaper™ with various rotational speed in J-shaped simulated resin canals.

Forty simulated root canals were divided into 4 groups, and instrumented using by ProTaper™ at the rotational speed of 250, 300, 350 and 400 rpm. Pre-instrumented and post-instrumented images were taken by a scanner and those were superimposed. Outer canal width, inner canal width, total canal width, and amount of transportation from original axis were measured at 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 and 8 mm from apex. Instrumentation time, instrument deformation and fracture were recorded. Data were analyzed by means of one-way ANOVA followed by Scheffé's test.

The results were as follows

1. Regardless of rotational speed, at the 1~2 mm from the apex, axis of canal was transported to outer side of a curvature, and at 3~6 mm from the apex, to inner side of a curvature. Amounts of transportation from original axis were not significantly different among experimental groups except at 5 and 6 mm from the apex.
2. Instrumentation time of 350 and 400 rpm was significantly less than that of 250 and 300 rpm ( $p < 0.01$ ).

In conclusion, the rotational speed of ProTaper™ files in the range of 250~400 rpm does not affect the change of canal configuration, and high rotational speed reduces the instrumentation time. However, appearance of separation and distortion of Ni-Ti rotary files can occur in high rotational speed. [J Kor Acad Cons Dent 31(3):179-185, 2006]

**Key words:** Rotational speed, Canal configuration, Image analysis

- Received 2005.10.13., revised 2006.1.16., accepted 2006.1.20. -

\* Corresponding Author: **Won-Mann Oh**

Department of Conservative Dentistry,  
School of Dentistry, Chonnam National University  
8 Hak-dong, Dong-gu, Gwangju, Korea, 501-757  
Tel: 82-62-220-4431 Fax: 82-62-225-8387  
E-mail: wmoh@chonnam.ac.kr

### I. 서 론

근관 치료의 성공은 근관의 성형, 세정 및 3차원적인 충전에 달려 있다<sup>1)</sup>. 성공적인 근관 치료를 위해서 근관 성형은 치수 조직, 미생물 및 감염 상아질의 완전한 제거와 함께 근

단공을 가능한 작게 보존하면서 치경부로 갈수록 넓어지는 연속적인 깔때기 모양을 가지도록 하여야 한다고 하였다<sup>2)</sup>.

치근은 다양한 각도와 방향으로 만곡되어 있는데, 직선 형태의 근관에서도 근단부 1/3부위에서 만곡과 불규칙성을 가지고 있다<sup>3)</sup>. 이러한 만곡 근관에서 스테인레스 스틸 (stainless steel) 파일을 사용할 경우, 기구 자체의 경직성 때문에 기구의 크기가 증가할수록 원래의 근관이 가지는 만곡을 직선화시키는 경향이 증가하게 된다<sup>4)</sup>. 이러한 해부학적인 구조상의 어려움과 기구의 한계성 때문에 렛지 (ledge), 짚 (zip), 천공 (perforation) 및 근관변위 (canal transportation) 등과 같은 문제를 발생시켜서, 적절한 잔사 제거와 효과적인 폐쇄를 방해하여 근관 치료의 예후를 불투명하게 할 수 있다<sup>5)</sup>.

근관 성형시의 오류의 발생을 감소시키기 위해 여러 가지의 술식과 기구들이 개발되고 있다. 그 중 Walia<sup>6)</sup> 등이 소개한 Ni-Ti 파일은 기술의 진보와 함께 스테인레스 스틸 파일을 대신하여 사용되기 시작하였다. Ni-Ti 파일은 스테인레스 스틸 파일보다 2~3배의 탄성적 유연성 (elastic flexibility)이 있으며 탄성 계수 (elastic modulus)가 더 낮고 비틀림 파절 (torsional fracture)에 대한 저항이 높은 것으로 알려져 있다<sup>7)</sup>.

Glosson 등<sup>8)</sup>의 연구에 따르면 엔진 구동형 Ni-Ti 파일이 스테인레스 스틸 파일에 비해 더 둥근 형태의 근관을 형성하며, 중심을 유지하는 능력이 뛰어나 렛지, 짚, 천공, 근관 변위 등의 오류가 발생하는 빈도가 적으며, 최소한 20%의 작업시간의 감소와 적은 힘을 필요로 한다고 보고하고 있다. 그리고 Ni-Ti 파일을 이용하여 시행한 근관치료가 스테인레스 스틸기구를 이용하여 치료된 경우에 비해 더 우수한 결과를 보였음을 보고하였으며, Ni-Ti 기구는 특히 만곡 근관의 성공적인 성형에 도움이 되는 것으로 보고 되고 있다<sup>9-12)</sup>.

Ni-Ti 파일을 사용하기 위한 핸드피스 및 엔진이 개발되어 시판되면서 정확한 회전 속도, 높은 토크, 지정된 부하가 걸렸을 때 자동으로 역회전하는 안정성을 갖추게 됨으로 인해 최근 Ni-Ti 파일을 이용한 근관 치료의 성공률은 더욱 더 높아지고 있다.

일반적으로 Ni-Ti 파일을 사용시 제조사가 추천하는 회전 속도는 250 rpm에서 350 rpm 정도이다. 제조사는 이 속도를 이용한 근관 성형의 질이 비슷하다고 주장하고 있으며, ProTaper™ (Dentsply Maillefer, Ballagiues, Switzerland)의 경우 제조사가 추천하는 속도는 300 rpm이다. 이에 본 연구는 엔진 구동형 Ni-Ti 파일인 ProTaper™를 이용하여 좁고 만곡된 근관 형태를 가지는 레진 모형상에서 회전속도를 변화시켜 근관 성형시 기구의 파절, 근관 성형 시간 및 근관 형태 변화에 대해 비교분석하여 적절한 회전 속도를 구명하고자 시행하였다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

작업장이 16 mm 이며 만곡이 있는 기성품 레진 블록 (Dentsply Maillefer Co., Switzerland) 40개를 실험 대상으로 하였다. 엔진 구동형 Ni-Ti 파일로는 ProTaper™를 사용하였으며, 근관성형을 위한 엔진으로는 ATR-Tecnika (Dentsply Maillefer, Switzerland)를 이용하였다.

실험 집단은 총 4개의 군으로 분류하였고 각 군당 각각 10개씩의 레진 블록을 무작위적으로 나누었다. 각 군은 250 rpm의 회전속도로 성형한 군 (250 rpm), 300 rpm의 회전속도로 성형한 군 (300 rpm), 350 rpm의 회전속도로 성형한 군 (350 rpm), 400 rpm의 회전속도로 성형한 군 (400 rpm)으로 분류하였다.

### 2. 근관 성형 전 이미지 채득 및 근관 성형

Round bur를 이용하여 레진 블록에 근관 성형 전·후 이미지를 중첩할 때 기준이 될 3개의 지시점 (landmark)을 만들었다. 근관 성형 전에 레진 블록의 근관 내에 메틸렌 블루 (methylene blue)를 주입하고 스캐너 (Color scanner, UMAX Technologies, Inc., USA)를 이용하여 근관 성형 전 이미지를 얻었다.

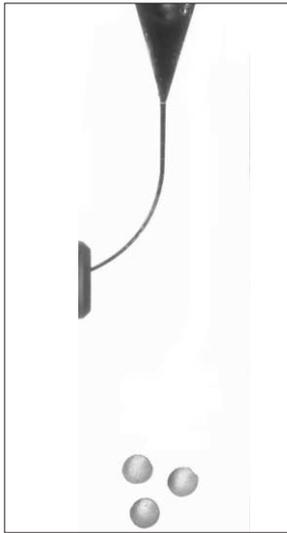
근관 성형 시 ProTaper™는 구동형 엔진인 Tecnika에 연결하여 사용하였고, 제조사에 의해 정해진 기준에 맞게 조정하고 회전속도만을 변화시킨 후 크라운 다운 (crown-down)법으로 근관 성형을 하였다. 각각의 파일은 윤활제인 RC-Prep™ (Premier Dental Products Co., Canada)을 문혀서 사용하였다.

ProTaper™는 제조사가 지시한대로 S1 파일로 근관장에서 3/4까지 성형하였고 SX 파일로 치관부를 성형한 후 S1과 S2 파일로 근관장까지 성형하고 치근단 부위는 F1과 F2 파일을 이용해서 마무리 성형을 하였다.

모든 근관 성형은 한사람의 술자에 의해 시행되었고 치근단 개방 (patency)은 #10 K-파일로 확인했으며 레진 삭제편이 근관 내에 막히지 않게 생리식염수로 충분히 세척하였다. 파일은 5개의 근관을 사용 후 교체하였으며 매 사용 후 검사하여 변형되었거나 부러진 것은 더 이상 사용하지 않았다. 근관 성형 시간은 세척과 파일을 준비하는 시간을 제외한 블록에서 근관을 성형하는 시간만을 측정했다.

### 3. 근관 성형 후 이미지 채득과 평가

근관 성형 후 근관 내에 붉은 색 잉크를 주입하고 스캔하여 근관 성형 전·후의 이미지가 구분되게 하였다. 성형 전



**Figure 1.** Pre-instrumentation image. Working length was 16 mm, the round circles were the landmark for getting the superimposed image.



**Figure 2.** The diagram indicates the points at which the canal width was measured after superimposition of pre-instrumentation and post-instrumentation image.

· 후의 근관 형태를 정확히 중첩하기 위해 레진 블록을 항상 같은 위치에 고정해서 이미지를 얻었다. Adobe Photoshop 7.0 프로그램 (Adobe System Inc., USA)을 이용하여 레진 블록 상에 표시한 3개의 지시점을 기준으로 하여 근관 성형 전·후 이미지를 중첩하였다.

이미지 분석 프로그램 (Image-Pro Plus, Media Cybernetic, USA)을 이용하여 근관의 이미지를 확대한 후 근단 쪽에서부터 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 및 8 mm 부위에서 근관의 내측과 외측 폭경 (inner and outer canal width), 근관의 총폭경 (total canal width), 근관의 중심축에 대한 근관의 변위 (amount of transportation from the original canal axis)를 측정하였다.

#### 4. 통계분석

각 부위에서 만곡의 내·외측 폭경의 변화량과 근관 변위의 유의성 검정을 위해 one-way ANOVA를 시행하였으며 각 회전 속도간의 유의성 검정은 Scheffé's test로 사후 검정하였다.

### Ⅲ. 실험 결과

#### 1. 근관 내측 폭경의 변화

250, 300, 350 및 400 rpm 속도로 근관성형한 모든 실험군에서 근침 1~3 mm 부위에서는 삭제량이 적었고, 4~7

mm 에서는 삭제량이 컸다. 근침 2 mm 부위에서 가장 적은 삭제량을 보였으며, 근침 2 mm 부위보다는 1 mm 부위에서 더 많은 내측 삭제량을 보였다. 한편 가장 많은 내측 삭제량을 보인 곳은 만곡의 시작부위인 5 mm 근처로 나타났다 (Table 1).

근침 주위에서 각 실험군 사이에 거의 차이가 없었지만, 근침 5~7 mm 부위에서는 400 rpm의 경우가 삭제량이 가장 컸으며, 250 rpm의 경우가 삭제량이 가장 적었으며, 300 rpm과 350 rpm 사이에는 거의 차이가 없었으나 각 실험군들 간에 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다 (Table 1).

#### 2. 근관 외측 폭경의 변화

250, 300, 350 및 400 rpm 모든 실험군에서 근침 부위에서 큰 삭제량을 보였으며, 만곡의 시작부위 근처까지 감소하다가 그 이후부터는 다시 증가하는 양상을 보였다. 근침 1 mm와 근침 8 mm 부위에서 최대의 삭제량을 보였으며, 만곡의 시작부위 근처인 4 mm와 5 mm 부위에서 최소의 삭제량을 보였다.

근침 4~8 mm 부위에서는 400 rpm의 경우가 최소의 삭제량을 보였으며, 그 다음으로 350 rpm, 300 rpm 이었으며, 250 rpm의 경우가 최대의 삭제량을 보였다.

근침 4 mm 부위에서는 250 rpm의 경우가 350 rpm 및 400 rpm에 비해 삭제량이 컸으며 ( $p < 0.05$ ), 5 mm 부위와 7 mm 부위에서는 250 rpm의 경우가 400 rpm에 비해 삭제

**Table 1.** Mean values ( $\pm$  SD) of outer, inner, total canal width, and amount of transportation after shaping with various rotational speed (mm)

		1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm
Inner canal width	250rpm	0.33 $\pm$ 0.04	0.31 $\pm$ 0.01	0.35 $\pm$ 0.04	0.46 $\pm$ 0.05	0.50 $\pm$ 0.04	0.45 $\pm$ 0.03	0.43 $\pm$ 0.04	0.05 $\pm$ 0.08
	300rpm	0.32 $\pm$ 0.04	0.30 $\pm$ 0.03	0.38 $\pm$ 0.04	0.49 $\pm$ 0.05	0.52 $\pm$ 0.05	0.47 $\pm$ 0.04	0.42 $\pm$ 0.04	0.46 $\pm$ 0.05
	350rpm	0.32 $\pm$ 0.03	0.30 $\pm$ 0.02	0.37 $\pm$ 0.03	0.48 $\pm$ 0.05	0.53 $\pm$ 0.05	0.48 $\pm$ 0.05	0.43 $\pm$ 0.04	0.50 $\pm$ 0.05
	400rpm	0.33 $\pm$ 0.05	0.30 $\pm$ 0.04	0.37 $\pm$ 0.05	0.49 $\pm$ 0.06	0.55 $\pm$ 0.06	0.50 $\pm$ 0.05	0.46 $\pm$ 0.04	0.50 $\pm$ 0.06
Outer canal width	250rpm	0.44 $\pm$ 0.06	0.39 $\pm$ 0.04	0.33 $\pm$ 0.02	0.28 $\pm$ 0.02 <sup>a</sup>	0.29 $\pm$ 0.03 <sup>a</sup>	0.36 $\pm$ 0.03	0.46 $\pm$ 0.05 <sup>a</sup>	0.54 $\pm$ 0.04
	300rpm	0.49 $\pm$ 0.05	0.42 $\pm$ 0.03	0.32 $\pm$ 0.02	0.26 $\pm$ 0.03 <sup>ab</sup>	0.27 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	0.35 $\pm$ 0.03	0.45 $\pm$ 0.03 <sup>ab</sup>	0.54 $\pm$ 0.03
	350rpm	0.45 $\pm$ 0.06	0.41 $\pm$ 0.03	0.32 $\pm$ 0.02	0.24 $\pm$ 0.02 <sup>b</sup>	0.24 $\pm$ 0.03 <sup>ab</sup>	0.33 $\pm$ 0.03	0.44 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	0.53 $\pm$ 0.05
	400rpm	0.44 $\pm$ 0.05	0.40 $\pm$ 0.04	0.32 $\pm$ 0.03	0.24 $\pm$ 0.03 <sup>b</sup>	0.24 $\pm$ 0.03 <sup>b</sup>	0.31 $\pm$ 0.05	0.40 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.49 $\pm$ 0.06
Total canal width	250rpm	0.77 $\pm$ 0.07	0.71 $\pm$ 0.03	0.69 $\pm$ 0.03	0.74 $\pm$ 0.05	0.78 $\pm$ 0.04	0.81 $\pm$ 0.04	0.89 $\pm$ 0.07	1.03 $\pm$ 0.12
	300rpm	0.80 $\pm$ 0.06	0.72 $\pm$ 0.03	0.70 $\pm$ 0.03	0.75 $\pm$ 0.02	0.79 $\pm$ 0.03	0.82 $\pm$ 0.02	0.87 $\pm$ 0.03	1.00 $\pm$ 0.05
	350rpm	0.77 $\pm$ 0.06	0.70 $\pm$ 0.03	0.68 $\pm$ 0.03	0.73 $\pm$ 0.04	0.77 $\pm$ 0.03	0.81 $\pm$ 0.03	0.87 $\pm$ 0.03	1.03 $\pm$ 0.08
	400rpm	0.85 $\pm$ 0.25	0.70 $\pm$ 0.05	0.69 $\pm$ 0.04	0.73 $\pm$ 0.04	0.79 $\pm$ 0.04	0.82 $\pm$ 0.03	0.86 $\pm$ 0.02	0.98 $\pm$ 0.07
Amount of transportation	250rpm	0.05 $\pm$ 0.03	0.05 $\pm$ 0.02	-0.01 $\pm$ 0.03	-0.09 $\pm$ 0.03	-0.11 $\pm$ 0.03 <sup>a</sup>	-0.04 $\pm$ 0.03 <sup>a</sup>	0.01 $\pm$ 0.03	0.02 $\pm$ 0.03
	300rpm	0.08 $\pm$ 0.03	0.06 $\pm$ 0.02	-0.03 $\pm$ 0.03	-0.12 $\pm$ 0.04	-0.13 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	-0.06 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	0.01 $\pm$ 0.03	0.04 $\pm$ 0.04
	350rpm	0.06 $\pm$ 0.04	0.05 $\pm$ 0.02	-0.02 $\pm$ 0.02	-0.12 $\pm$ 0.03	-0.14 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	-0.07 $\pm$ 0.04 <sup>ab</sup>	0.00 $\pm$ 0.04	0.01 $\pm$ 0.03
	400rpm	0.05 $\pm$ 0.02	0.05 $\pm$ 0.03	-0.03 $\pm$ 0.03	-0.13 $\pm$ 0.04	-0.16 $\pm$ 0.04 <sup>b</sup>	-0.10 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	-0.03 $\pm$ 0.04	0.00 $\pm$ 0.05

Minus value indicates that axis of canal was transported to inner side curvature after canal preparation.

The different letter means significant difference between groups ( $p < 0.05$ ).

량이 컸다 ( $p < 0.05$ ). 이 부위를 제외한 각 실험군들 간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 (Table 1).

### 3. 근관 총폭경의 변화

250, 300, 350 및 400 rpm 모든 실험군에서 근침 주위에서 삭제량이 많았고 근침에서 3 mm 부위까지 감소하여 가장 작은 값을 가지며, 4 mm 이후에는 계속 증가하는 양상을 보인다. 각 부위에서 근관의 총폭경은 회전속도와 관계없이 각 실험군들 간에 통계적으로 유의한 차이를 발견할 수 없었다 (Table 1).

### 4. 근관 중심축의 변위

근관의 중심축에 대한 근관의 변위는 회전 속도와 관계없이 치근침에서 2 mm 부위까지는 만곡의 외측으로 변위되었고, 3~6 mm 부위에서는 만곡의 내측으로 변위 되었다.

근침에서 3~6 mm 부위에서는 회전 속도가 증가할수록 근관 중심축의 변위가 만곡의 내측으로 더 이동하였다.

근침에서 5 mm 및 6 mm 부위에서 400 rpm의 경우가 250 rpm인 경우에 비해 만곡의 내측으로 변위가 더 컸으며 ( $p <$

**Table 2.** Instrumentation time for the canal preparation with various rotational speed

	250 rpm	300 rpm	350 rpm	400 rpm
250 rpm			**	**
300 rpm			**	**
350 rpm	**	**		
400 rpm	**	**		

\*\* : significant difference ( $p < 0.01$ ).

0.05), 이 부위를 제외한 다른 부위에서의 변위량은 회전 속도와 관계없이 통계적으로 유의한 차이가 없었다 (Table 1).

### 5. 근관 성형시간

근관성형 시간은 250 rpm인 경우가 43.22  $\pm$  3.59초, 300 rpm이 39.97  $\pm$  2.72초, 350 rpm이 34.02  $\pm$  3.26초, 400 rpm이 29.81  $\pm$  2.10초로써 350 rpm 및 400 rpm의 경우가 250 rpm 및 300 rpm에 비해 근관성형시간이 짧았다 ( $p < 0.01$ , Table 2).

## 6. 기구의 변형과 파절

400 rpm으로 근관 성형시 1개의 파일 (F2 finishing file)에서 파절이 발생하였으나 다른 실험군에서는 파일의 파절 및 변형이 일어나지 않았다.

### IV. 총괄 및 고찰

근관 성형은 근관 치료의 성공과 실패에 영향을 미치는 중요한 요소이다. 만곡된 근관에서 이상적인 근관 성형은 만곡된 상태를 유지하며 근관을 확대하는 것이다. 이를 위해서 여러 가지 많은 방법들이 제시되어 왔으며<sup>6,13)</sup>, 최근에는 엔진 구동형 Ni-Ti 파일을 이용한 근관 성형이 일반적인 방법으로 점차 대두되고 있다. Ni-Ti 파일을 이용한 근관 성형에 관한 연구에는 현미경을 이용하여 단면을 관찰한 연구<sup>14)</sup>, 연속 절편을 이용한 방법<sup>15)</sup>, Bramente 등<sup>5)</sup>에 의해 제안된 방법 및 레진 블록을 이용한 연구법<sup>16)</sup> 등이 사용되고 있다. 본 연구에서는 기성품의 투명한 레진 블록을 이용하여 연구를 시행하였는데, 레진 블록은 술전 근관의 모양과 크기, 경사도, 근관의 만곡도를 동일하게 한 후에 실험을 시행할 수 있으며, 근관의 성형 양상을 직접 관찰하면서 실험할 수 있는 장점이 있다<sup>17)</sup>. 레진 블록의 가장 큰 단점은 상아질과는 삭제 양상이 다르다는 점인데, 이는 Ni-Ti 파일이 상아질을 연마 (grinding)하여 삭제하는데 반해 레진 블록은 근관 성형 중 열이 발생하고 이 열로 인해 레진이 연화되며 제거되는 것으로 알려져 있다<sup>17)</sup>. 이때 연화된 레진에 의해 파일의 근관성형 능력이 감소되며, 파절 및 변형을 초래할 수 있다.

ProTaper™의 경우 convex triangle 형태의 날카로운 날을 가지므로 절삭력이 우수한 반면 쉽게 무디어질 수 있고, 파일 팁이 삭제능력이 있으므로 마무리 (Finishing) 파일은 매우 조심스럽게 사용해야 한다. Peter 등<sup>18)</sup>은 파일의 삭제면이 다양한 경사도를 가지고 있어서 삭제시 마찰면이 적어 비틀림 하중 (torsional load)를 적게 받아 근관의 성형 능력이 증가된다고 하였으며 Veltri 등<sup>19)</sup>은 만곡이 큰 근관에서도 근관의 형태를 잘 유지한다고 하였다. 또한, ProTaper™는 다른 Ni-Ti rotary 파일들에 비해 작업 시간이 짧다. 이는 ProTaper™가 다양한 경사도를 가지며, 파일의 수가 상대적으로 적고, convex triangle 형태의 날카로운 삭제날을 가지고 있기 때문이며<sup>19)</sup>, 이같은 삭제날의 형태 때문에 기구의 유연성이 증가하고 삭제 효율도 증가한다고 하였다<sup>20)</sup>.

Koch와 Brave<sup>21)</sup>는 일정한 helical flute angle과 일정한 단위 길이 당 날의 수를 가진 파일이 근관내로 파고 들어갈 가능성이 높다고 했으며, Iqbal 등<sup>22)</sup>도 다양한 경사도를 가진 ProTaper™의 경우 파고 들어가는 현상을 감소시킨다고 했다. 하지만 본 연구에서 350 rpm, 400 rpm으로 근관 성

형시 파일들의 날이 근관내로 파고 들어가듯 삭제가 되었는데, 이는 ProTaper™가 삭제날을 가지고 있고, 파일의 침부가 가늘기 때문에 쉽게 근관내로 진행되어 발생하는 것이라 생각된다. 따라서 빠른 속도로 근관 성형시 이런 현상이 발생된다면 과도한 기구 조작 및 파일의 변형, 파절이 일어날 가능성이 높아지게 되므로 빠른 속도로 근관 성형할 때는 이런 현상에 대해 주의해야 할 것이다.

본 연구에서는 ProTaper™의 회전 속도를 변화시켜서 만곡된 근관을 성형 후 근관 변화를 관찰하였는바 속도변화에 따른 외측 폭경, 내측 폭경, 총폭경등의 근관 형태 변화가 없었다. Karagoz-Kucukay 등<sup>23)</sup>은 Hero 642 (Micro Mega, Besancon, France) Ni-Ti 파일을 이용해 다른 속도로 근관 성형을 했을 경우 근관의 만곡도와 작업장 길이에 변화가 없었다고 하였으며, Poulsen 등<sup>24)</sup>은 Lightspeed Ni-Ti 파일을 750 rpm, 1300 rpm 및 2000 rpm 의 속도로 근관 성형시, 근관의 형태에 변화가 없었다고 하였다. 이는 ProTaper™를 250 rpm, 300 rpm, 350 rpm 및 400 rpm으로 근관 성형을 했을 때 근관의 형태 변화에 유의한 차이가 나타나지 않은 본 연구의 결과와 일치하였다.

근관의 중심축 변이는 근침 1~2 mm에서 만곡의 외측으로 일어났으며, 3~6 mm에서는 만곡의 내측으로 일어났다. Calberson 등<sup>25)</sup>은 ProTaper™를 이용해서 만곡된 근관을 성형시 만곡이 시작되는 부위에서는 만곡의 내측을 더 많이 삭제하며, 만곡이 시작되는 부위를 넘어서 치근침 부위는 만곡의 외측을 더 많이 삭제한다고 하였으며, Peters 등<sup>18)</sup>은 근침부에서 만곡의 내측 부분이 삭제되지 않은 부분이 많다고 했다. 본 연구에서도 레진 블록은 근침 5 mm 수준에서 만곡이 시작되므로 이전의 연구들과도 일치한다. 이는 파일들의 탄성 한계 때문에 근관의 모양을 유지하지 못하고 파일이 퍼지려는 성질 때문에 근관을 직선화 시키는 것으로 생각된다.

Ni-Ti rotary 파일의 파절에 관련된 요인에 관한 Dietz 등<sup>26)</sup>과 Gabel 등<sup>27)</sup>의 연구에 의하면 더 낮은 속도에서 근관 성형시 파일의 파절이 적었다고 했다. 본 연구에서도 파일의 파절 빈도가 크지 않았지만, 회전 속도가 큰 400 rpm 군에서 파일의 파절이 발생했다. ProTaper™가 큰 경사도를 가지고 있기 때문에 다른 파일들에 비해 파일의 침부가 더 두껍다는 점이 파절 발생에 기여할 수 있으며, 레진 블록의 삭제시 저항과, 파일의 설계 디자인에 의한 파일의 강직성 (stiffness)으로 인해 파절이 일어날 수 있다<sup>20)</sup>.

본 연구의 결과에 따르면, ProTaper™를 이용해서 근관 성형시 250~400 rpm까지 속도를 올려서 사용할 때 근관의 형태를 잘 유지했으며, 회전 속도를 올릴수록 성형 시간을 줄일 수 있었다. 임상적 상황에서도 회전 속도를 올려서 사용시 술자의 피로를 줄이며 시술 시간을 줄일 수 있으리라 사료된다. 하지만, 회전 속도가 빨라지면, 그만큼 파일의

변형이나 파절의 위험성도 증가하므로, 주의 깊은 사용이 요구된다.

본 연구에서는 일정한 만곡을 가지는 레진 블록을 이용해 이차원적인 측정을 하였는데, 앞으로 근관 형태의 삼차원적 연구가 필요하며, 만곡 정도에 따른 회전 속도의 영향에 대해서도 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

ProTaper™를 이용해서 250, 300, 350 및 400 rpm으로 만곡 근관을 근관 성형시 회전 속도에 따른 근관의 형태 변화를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 본 실험에 이용된 회전속도로 근관성형시 회전 속도와 관계없이 치근침에서 2 mm 부위까지는 만곡의 외측으로 변위되고, 3~6 mm부위에서는 만곡의 내측으로 변위 되었다. 근침에서 5 mm와 6 mm 부위를 제외하고 근관의 중심축에 대한 근관 변위는 통계적으로 유의성이 없었다.
2. 350 rpm, 400 rpm의 경우가 250 rpm, 300 rpm에 비해 근관 성형시간이 짧았다 ( $p < 0.01$ ).

이상의 결과는 엔진 구동형 Ni-Ti 파일인 ProTaper™를 사용하여 250~400 rpm의 회전속도로 근관 성형시 근관 형태를 잘 유지하며, 빠른 회전 속도로 성형시 작업 시간도 줄일 수 있지만, 속도가 빨라지면 파일의 파절이 일어날 수 있으므로 주의해야 함을 시사한다.

## 참고문헌

1. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedure on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* 1:255-262, 1975.
2. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18:269-296, 1974.
3. Skidmore AE, Bjorndal AM. Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 5:778-784, 1971.
4. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc* 5:792-794, 1980.
5. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrument. *J Endod* 13:243-245, 1987.
6. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 14:346-351, 1988.
7. Stoeckel D, Yu W. Superelastic Ni-Ti wire. *Wire J Int* 3:45-50, 1991.
8. Glossoon CR, Jaller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 3:146-151, 1995.
9. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Hero

- 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *Int Endod J* 33:248-254, 2000.
10. 박한수, 이민구, 김종진, 임영준, 장문성, 이종엽. 'Three-File' 방식에 의한 만곡 근관 형성시 근관의 형태에 관한 연구. *대한치과보존학회지* 25:494-497, 2000.
11. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod* 23:232-235, 1997.
12. 김영태, 백승호, 배광식, 임성삼, 윤수한. 세종류의 Stainless Steel File을 이용한 만곡근관 형성 후 근관형태 변화에 관한 비교 연구. *대한치과보존학회지* 26:9-15, 2001.
13. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with Nickel-Titanium and Stainless steel instruments. *J Endod* 21:173-176, 1995.
14. Bolanos OR, Jensen JR. Scanning electron microscope comparison of the efficacy of various methods of root canal preparation. *J Endod* 6:815-821, 1980.
15. Calhoun G, Montgomery S. The effects of four instrumentation technique on root canal shape. *J Endod* 14:273-277, 1988.
16. Dummer PMH, Alodeh MHA. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *Int Endod J* 24:63-66, 1991.
17. Kum KY, Spangberg L, Cha BY, Jung IY, Lee SJ, Lee CY. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod* 26:719-723, 2000.
18. Peter OA, Peter CI, Schonenberger K, Barbaknow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 36:86-92, 2003.
19. Veltri M, Mollo A, Pini PP, Ghelli LF, Balleri P. *In vitro* comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *J Endod* 3:163-166, 2004.
20. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95:228-233, 2003.
21. Koch K, Brave D. The ultimate rotary file? *Oral Health March*:59-64, 2002.
22. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 37:359-364, 2004.
23. Karagoz-Kucukay I, Ersev H, Engin-Akkoca E, Kucukay S, Gursoy T. Effect of rotational speed on root canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments. *J Endod* 29:447-449, 2003.
24. Polusen WB, Dove SB, Del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod* 21:609-612, 1995.
25. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ. Shaping ability of ProTaper™ nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* 37:613-23, 2004.
26. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 26:68-71, 2000.
27. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 25:752-754, 1999.

## 국문초록

## ProTaper™로 근관성형시 회전 속도 변화가 근관형태에 미치는 영향

서민철 · 진운정 · 강인철<sup>1</sup> · 김동준 · 황윤찬 · 황인남 · 오원만\*전남대학교 치의학전문대학원 보존학교실, <sup>1</sup>구강미생물학교실, 치의학연구소

본 연구는 엔진 구동형 Ni-Ti 파일인 ProTaper™를 이용하여 좁고 만곡된 근관 형태를 가지는 레진 모형상에서 회전 속도를 변화시켰을 때 근관 형태 변화에 대해 비교 분석하기 위해 시행되었다.

16 mm의 작업장 길이를 갖는 40개의 기성품 레진 블록을 엔진 구동형 Ni-Ti 파일인 ProTaper™를 사용하여 회전 속도를 제외하고 제조자의 지시에 따라 크라운다운법으로 근관 성형하였다. 연구에 사용된 회전 속도는 250 rpm, 300 rpm, 350 rpm, 400 rpm이었으며, 근침부 성형은 #25 파일 크기인 F2로 시행하였다. 근관 성형 전·후 이미지를 스캐너를 이용하여 얻었고, Photoshop 7.0 프로그램을 이용하여 중첩하였다. 이미지 분석 프로그램을 이용하여 치근단 쪽에서부터 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 및 8 mm 부위의 내·외측 폭경 변화와 총폭경 및 근관의 중심축에 대한 근관 변위를 측정하였다. 각 부위에서 내·외측 폭경과 총폭경 및 근관의 중심축에 대한 근관 변위의 유의성 검정을 위해 one-way ANOVA 분석을 시행하였으며, 각 기구간의 유의성 검정은 Scheffe's test로 사후 분석하였다. 또한 근관 성형 시간, 기구의 변형과 파절 여부를 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 본 실험에 이용된 회전속도로 근관성형시 회전 속도와 관계없이 치근침에서 2 mm 부위까지는 만곡의 외측으로 변위되고, 3~6 mm부위에서는 만곡의 내측으로 변위 되었다. 근침에서 5 mm와 6 mm 부위를 제외하고 근관의 중심축에 대한 근관 변위는 통계적으로 유의성이 없었다.
2. 350 rpm, 400 rpm의 경우 250 rpm, 300 rpm에 비해 더 짧은 시간이 걸렸다 ( $p < 0.01$ ).

이상의 결과는 엔진 구동형 Ni-Ti 파일인 ProTaper™를 사용하여 250~400 rpm의 회전속도로 근관 성형시 근관 형태를 잘 유지하며, 빠른 회전 속도로 성형시 작업 시간도 줄일 수 있지만, 속도가 빨라지면 파일의 파절이 일어날 수 있으므로 주의해야 함을 시사한다.

**주요어:** 회전속도, 근관형태, 이미지분석