

## Nickel-Titanium file과 Stainless steel file을 이용한 근관형성시 컴퓨터 단층촬영사진상의 근관형태 변화에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보존학교실,  
구강악안면방사선학교실\* 및 치과재료학교실\*\*

소문섭, 임미경, 이건일\*, 이용근\*\*, 이수종

### Abstract

#### A STUDY ON THE ROOT CANAL MORPHOLOGY CHANGE BY NICKEL-TITANIUM AND STAINLESS STEEL FILE INSTRUMENTATION USING COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

Mun-Seop So, Mi-Kyung Im, Keon-Il Lee\*, Yong-Keun Lee\*\* and Su-Jong Lee  
*Depat. of Conservative Dentistry, Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology\*,  
Dept. of Dental Materials\*\*, College of Dentistry, WonKwang University*

The goals of root canal instrumentation are complete debridement of pulp tissue, removal of microbes and affected dentin, and proper cleaning and shaping of the root canal space before obturation. Instrumentation with stainless steel files has been shown to produce undesirable results in canals, regardless of the improved technique or modified file type used. Nickel-Titanium(Ni-Ti) alloy has been shown to be exceptionally elastic, having a lower bending moment and lower permanent set after torsion, compared with similar gauge stainless steel.

The purpose of this study was to evaluate the change of root canal prepared by Ni-Ti rotary and stainless steel instruments. Thirty-four single rooted teeth of similar shape and canal size were divided into three groups. The teeth were scanned by computed tomography before instrumentation. In group 1, canals were instrumented using a step-back technique with K-file. In group 2, canals were prepared with K-flex file using the same technique as group 1. Group 3 was prepared with nickel-titanium(Ni-Ti) rotary instrument using a manufacture's instruction. Instrumented teeth were again scanned using computed tomography, and reformatted images of the uninstrumented canals were compared with images of the instrumented canals.

K-flex file and Ni-Ti file caused significantly less canal transportation than K-file in the 8mm root canal section from the apex( $p<0.05$ ). K-flex file and Ni-Ti file produced more centered canal preparation than K-file in the 2mm section( $p<0.05$ ). Ni-Ti file maintained more precisely the center of the canal than K-flex file in the 10mm section( $p<0.05$ ). There was no difference in the removed volume of canals among each groups.

## I. 서 론

근관형성의 목적은 치수 조직을 완전히 제거하고 미생물과 감염 상아질을 제거하며, 근관의 적절한 형성 및 세정에 의해서 치근단 부위에서 치관 부위로 갈수록 넓어지는 깔때기 모양의 근관을 형성하여 근관의 충전이 용이하도록 하는 것이다<sup>1)</sup>. 성공적인 근관치료가 되기 위해서는 치료후 근관형태가 치료전 형태를 유지하면서 단지 근관 부위만 확대되어야 한다는 것이다<sup>2)</sup>. 그러나 복잡한 근관의 내부 구조와 근관치료에 사용하는 기구의 형태가 서로 일치하지 않으므로 일반적인 근관형성 방법으로는 근관을 완전히 형성하기 어렵다<sup>3)</sup>. Roane 등<sup>4)</sup>은 근관형성 기구 자체는 직선화 되려는 성질을 가지고 있기 때문에 만곡된 근관을 형성할 경우 치근단 1/3 부위에서 근관의 변형이 일어날 수 있다고 하였으며, Weine 등<sup>5)</sup>도 이러한 기구의 성질 때문에 만곡된 근관의 외측 벽에 과도한 삭제에 의한 대상천공(strip perforation) 같은 문제가 발생하여 근관치료가 실패할 수 있다고 보고하였다.

이러한 시술 상의 문제를 감소시키고 효과적인 치료를 위하여 다양한 근관확대 방법이 개발되었으며, 근관확대 기구의 단면 형태 및 유연성의 변화가 요구되었다.<sup>6)</sup> 효과적인 근관형성을 위한 근관확대 기구를 변형하는 방법으로 절삭날을 따라 기구의 두께를 감소시켜 절삭 능력과 탄성도를 증가시킬 수 있다. 치근침의 형태가 근관 관통력과 전반적인 절삭능에 영향을 미쳐 천공이나 턱(ledge)을 발생시킬 위험성이 있으므로 이를 감소시키기 위하여 기구 근침의 형태를 변화시키기도 하였다. 또한

근관치료시 실패를 야기하는 문제를 최소화하기 위하여 step-back, balanced forced technique, crown-down preparation, anticurvature filing<sup>7)</sup> 과 같은 근관확대 방법이 소개되었다. Step-back 근관형성법은 Clem<sup>8)</sup>에 의해 처음 소개된 방법으로 치근단 부위를 가능한 한 작게 유지시켜 근관의 변형을 최소화하는 동시에 치경부로 갈수록 넓어지는 coronal flaring의 형태를 갖추는 것이다. 이 근관형성 방법은 일반적인 근관형성법과 비교하면 우수한 방법이라고 알려져 있다<sup>9)</sup>. Crown-down 형성법은 1984년 Morgan 등<sup>10)</sup>에 의해서 소개된 방법으로 치관부에서 치근단부로 근관을 확대하는 방법으로, 만곡 또는 협착된 근관에서 우수한 효과를 보인다고 하였으나, 치경부 확대시 근관내에 턱(ledge)등을 형성할 수 있는 문제점이 보고되기도 하였다. Balanced forced 술식은 1985년 Roane 등<sup>4)</sup>에 의해 소개된 방법으로 근관형성시 기구의 상하 운동이 아닌 회전에 의한 근관삭제 방법이다. 그러나 다른 연구<sup>3,5)</sup>에서 다양한 근관형성 방법 또는 file의 형태 변화와 관계없이 근관치료 기구의 물리적 성질 때문에 종종 근관내에서 근관치료의 실패를 야기할 수 있는 문제가 발생한다고 하였다.

이상적인 근관형성, 시간의 절약 및 근관형성시 피로도 감소 등을 위하여 엔진 구동형 근관형성 기구가 개발되었는데 초기에 사용된 엔진 구동형 근관치료용 기구가 유연성이 낮은 탄소강 또는 스테인레스강 등으로 제작되었기 때문에, 기구 파절, 근관의 직선화, 축삭에 의한 감지의 소실 및 근관의 조기 폐쇄와 같은 문제를 야기한다고 하였다<sup>11)</sup>. 스테인레스강 화일의 낮은 유연성에 따른 문제를 해소하고<sup>12)</sup>, 짧은 시간

내에 효과적인 근관형성을 위하여 새로운 재료로 만들어진 근관치료용 엔진 구동형 기구의 개발이 요구되었다<sup>13)</sup>. Civjan<sup>14)</sup>이 처음으로 니켈-티타늄(nickel-titanium) 합금에 대하여 보고한 이래로, 1988년 Walia 등<sup>8)</sup>은 교정용 선재로 만든 니켈-티타늄 기구가 같은 크기의 스테인레스강 화일보다 2~3배정도 더욱 유연성을 가진다고 보고하였고, 1989년 Wildey와 Senia<sup>16)</sup>는 니켈-티타늄 화일이 스테인레스강 화일보다 유연성이 높아 만곡된 근관에서 사용할 때 근단의 변위가 적고 근관을 보다 둥글게 형성시킬 수 있는 수동기구(Canal master<sup>TM</sup>)를 개발하였다. 그러나 이 기구는 높은 마모도와 낮은 파절 저항성이 단점으로 나타나<sup>17)</sup>, 니켈-티타늄 합금을 소재로 하고 날 디자인을 변형시킨 엔진 구동형 근관확대 니켈-티타늄 기구(Canal master "U", Lightspeed)가 개발되었고, 최근에는 300 rpm으로 사용하는 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일이 개발되었다.

본 연구의 목적은 근관형성 기구의 재료 및 형태에 따른 형성된 근관의 중심이동량과 형성된 근관의 중심을 및 근관 내 상아질 삭제량을 알아보기 위하여, K 파일 또는 K-flex 화일을 이용하여 step-back 방법으로 근관을 형성하거나 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일(Quantec)을 이용하여 제조 회사의 설명서에 따라 근관을 형성하여, 전산화 단층촬영 방법을 이용하여 근관형성시 기구와 근관형성 방법에 따른 근관의 형태 변화를 측정하여 비교하고자 하였다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 표본추출

10% formalin 용액에 보관된, 치근단이 완전히 형성되고, 치근 우식증이 없는 단근치인 상악 또는 하악 전치 및 소구치를 실험에 사용하였다. 두께 0.15 mm 다이아몬드 디스크를 이용하여 해부학적 치근단부에서 17 mm 되는 부위를 치아의 장축에 수직으로 절단한 후에, 작업장 길이의 측정 및 근관확대시 이용할 기준 부위를 330번 bur로 표시하였다. 10번 K 화일을 근관에 넣었을 때 보이지 않거나, 15번 K 화일이

수동적으로 치근단부 1 mm까지 도달하지 않는 치아는 실험에서 제외하였다. 근관의 만곡도는 Schneider<sup>18)</sup> 방법으로 평가하여 만곡도가 근심-원심 방향에서 10°이상 되는 것은 실험에서 제외하였다.

### 2. 방사선선 촬영

근관의 만곡도 평가를 위한 방사선 촬영은 구내 표준 필름 (E-speed film N. 2, Kodak, U.S.A.)을 사용하여 구내 방사선 촬영기구 (REX602, Yoshida Co., Japan)를 이용하여 동일한 조건 (60 kVp, 0.9 sec, 10 mA)하에서 평행 촬영기구 (PRECISION<sup>R</sup>)을 이용하여 평행 촬영을 시행하였으며 동일한 조건의 자동현상기 (DURR DENTAL)에서 현상하였다. 현상된 방사선 사진은 고해상도의 35 mm 전용 필름 스캐너 (LS-3510 AF, Nikon Co., Japan)을 이용하여 디지털화 하였으며 영상 처리에 사용된 컴퓨터는 매킨토시 LC III 컴퓨터 (Apple computer Inc, U.S.A.)로 14' Apple color 고해상도 RGB 모니터 (Apple computer Inc, U.S.A.)를 사용하여 3175 dpi (optical)의 해상도와 24 bit color의 영상을 얻었다. 영상 처리를 위한 소프트웨어로 "Adobe Photoshop 3.0"과 NIH Image 1.61 (NIH Research Service Branch, U.S.A.)를 이용하였다.

### 3. 시편 제작

34개의 치근을 10개씩 3개의 군으로 분류하고, 나머지 4개의 치근은 근관 형성을 하지 않고 근관을 형성한 군에서 근관을 형성하기 전과 후에 촬영시 함께 촬영하여 전산화 단층촬영 영상체계의 재현성 평가에 사용하였다. 치수강 부위는 임시 충전재로 폐쇄시키고, 치근부위에 바니쉬를 도포 하여 각 군을 구분하였다. 15×10 cm의 프라스틱 용기에 알루왁스 (Aluwax dental product Co, U.S.A.)를 7mm 두께로 녹여 채운 다음, 이 위에 치아를 식립하여 전산화 단층촬영 과정에서 용기로 사용하였다. 모든 치아의 치근단 부위가 플라스틱 용기 내에서 동일한 선상에 있도록 배열하기 위하여, 해부학적 치근단 부위에서 5mm되는 부위에 표시를

하여 용기 내에 식립하였으며, 근관형성 후 재식립시 기준선으로 하였다.

#### 4. 시편의 전산화 단층 촬영

근관형성을 시행하기 전에 시편이 포함된 용기를 연속 주사형 전산화 단층 촬영기 (Helical CT, Hi-speed-Advantage, U.S.A.)에 위치시켜서 치근의 장축이 중심 방사선에 수직이 되도록 하여 촬영을 시행하였다. 시편의 단층 촬영은 단편 두께 1 mm와 테이블 이동 간격 1 mm로써 시행되었으며 레이저 프린터를 이용하여 필름 상태로 인쇄하였다. 근관형성 후 시편의 전산화 단층 촬영을 위하여 분리되었던 치아들을 플라스틱 용기 안에 시술 전에 동일한 방향과 상태로 재위치시키고 근관형성 전 시편의 전산화 단층촬영에서 기술한 바와 같이 다시 동일하게 시행하였다 (Fig 1).

#### 5. 근관형성

근관형성을 시행하지 않은 군의 전산화 단층촬영을 시행한 후 알루왁스에서 치아를 분리시킨 다음 치수강의 임시 충전재를 제거하고,

10번 K 화일을 이용하여 치근단공에서 화일의 침부가 보일 때까지 넣은 다음 여기서 1 mm를 뺀 길이를 작업장으로 결정하고 근관확대를 시행하였다.

제1군은 K 화일 (Kerr Co.)을 이용하여 Step-back 방법으로 50번까지 치근단부를 형성한 다음, 각 단계마다 작업 길이를 1 mm씩 줄여가며 80번까지 근관을 확대하였다. K-flex 화일 (Kerr Co.)을 이용하여 K 화일근과 동일한 방법으로 근관을 확대하였다. Quantec 군은 니켈-티타늄 엔진 구동형 화일 (Quantec series 2000, NT Co, Savannah Co, U.S.A.)를 300 rpm의 저속 핸드피스 (Nouvag AG handpiece, Nouvag AG, Swiss)에 장착하여 사용하였다. 먼저 근관을 K 화일을 이용하여 15번까지 확대한 다음, 제조 회사의 지시에 따라 근관형성을 시행하였다. 1번 화일 (0.25 mm tip 0.06 taper, 17 mm)을 근관입구를 개방하는 기구로서 가장 먼저 사용한 다음, 2번 화일 (0.15 mm tip 0.02 taper, 21 mm), 3번 화일 (0.20 mm tip 0.02 taper, 21 mm), 4번 화일 (0.25 mm tip 0.02 taper, 21 mm), 5번 화일 (0.25 mm tip 0.03

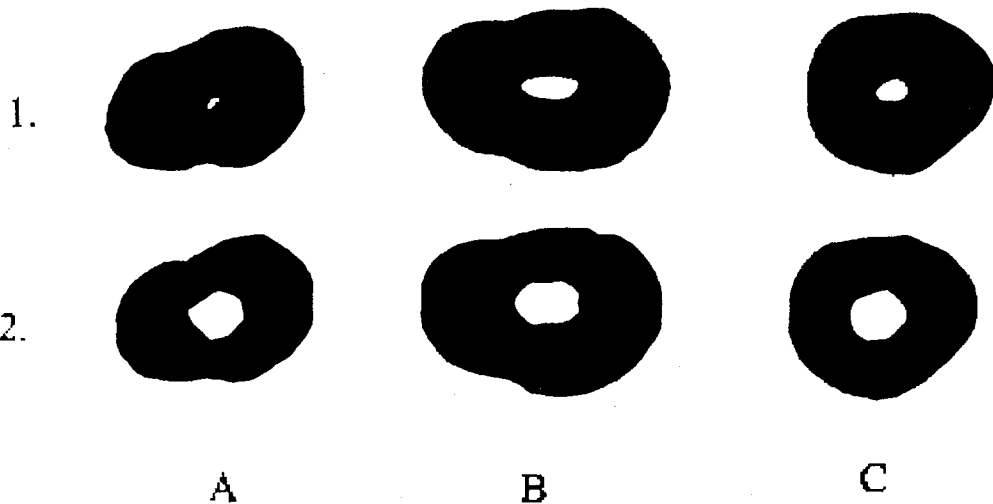


Fig 1. Representative cross sectional image  
 (1) uninstrumented cross sectional image  
 (2) instrumented cross sectional image  
 A. K-file group B. K-flex file group C. Quantec group

taper, 21 mm), 6번 화일 (0.25 mm tip 0.04 taper, 21 mm)을 순서대로 작업장 길이까지 들어가도록 상하 동작을 사용하여 치근단 근관형성을 완성하였다. 이어서 7번 화일 (0.25 mm tip 0.05 taper, 21 mm), 8번 화일 (0.25 mm tip 0.06 taper, 21 mm), 9번 화일 (0.40 mm tip 0.02 taper, 21 mm)까지 작업장 길이의 1 mm 이내로 제한하여 사용한 다음, 10번 화일 (0.45 mm tip 0.02 taper, 21 mm)로 circumferential filing하여 근관형성을 완료하였다. 각군 모두에서 근관형성 단계마다 5.25% NaOCl 2 ml과 5 ml의 생리식염수를 이용하여 각 단계마다 교대로 근관을 세정하고, recapitulation을 시행하였다. 근관형성이 완료된 치근은 paper point로 건조시켰다.

### 6. 화상 분석

전산화 단층 촬영 필름을 Hewlett-Packard 스캐너 (Hewlett-Packard, Sunnyvale, CA)를 이용하여 8 bit 스캐닝 방식으로 디지털화 하였고 스캐너는 매킨토시 LC III 컴퓨터 (Apple computer Inc, U.S.A.)에 연결되었다. 3D view (NIH Research Service Branch, U.S.A.)를 이용하여 각 치아의 근관 공간을 3차원 입체 상으로 재구성하여 Gambill<sup>12)</sup>의 방법을 이용하여 근관형성 전과 후의 근관을 협측-설측 방향에서 비교하였다.

근관의 이동량 (canal transporation)은 근관형성 전 만곡된 근관의 변연으로부터 외측으로 가장 짧은 거리( $X_1$ )에서 근관형성 후 만곡된 근관의 변연으로부터 외측으로 가장 짧은 거리( $X_2$ )를 감한 값과, 근관형성 전 만곡된 근관의 변연으로부터 내측으로 가장 짧은 거리( $Y_1$ )에서 근관형성 후 만곡된 근관의 변연으로부터 내측으로 가장 짧은 거리( $Y_2$ )를 감한 값의 차이의 절대값으로 측정하였으며  $((X_1 - X_2) - (Y_1 - Y_2))$ 의 절대값, 이 결과가 0일 때 근관의 이동량이 없는 것으로 평가하였다.

근관의 중심 비율(centering ratio)은 근관형성 전 만곡된 근관의 변연으로부터 외측으로 가장 짧은 거리( $X_1$ )에서 근관형성 후 만곡된 근관의 변연으로부터 외측으로 가장 짧은 거리

( $X_2$ )를 감한 값과, 근관형성 전 만곡된 근관의 변연으로부터 내측으로 가장 짧은 거리( $Y_1$ )에서 근관형성 후 만곡된 근관의 변연으로부터 내측으로 가장 짧은 거리( $Y_2$ )를 감한 값의 비율로 평가하였으며  $[(X_1 - X_2) / (Y_1 - Y_2)]$ , 이 값이 1이 될 경우 완전히 중심에 온 것으로 결정하였다.

근관형성시 제거된 상아질의 체적은 근관형성 후의 근관 체적으로부터 근관형성 전 근관의 체적을 감하여 계산하였다. 전산화 단층 촬영 사진 상의 가장 긴 직경을 근관형성 전과 후에 측정하여 동일한 부위의 촬영을 확인하는데 사용하였다.

### 7. 통계처리

통계처리는 SPSS 프로그램을 이용하여 ANOVA 검정 및 유의수준 0.05에서 LSD 방법에 의한 개별비교를 시행하였다.

## III. 실험 성적

### 1. 근관의 만곡도

각 군간의 근관만곡도는 유의항 차이가 없었으나, 근심-원심 방향에서는 K 화일군에서  $4.317 \pm 2.175^\circ$ 로 가장 컸으며 협측-설측 방향에서는 K-flex 화일을 이용한 군에서  $6.932 \pm 2.103^\circ$ 로 가장 컸다. 실험에 사용한 치아의 만곡도는 근심-원심 방향보다, 협측-설측 방향으로의 만곡이 더 심했으며, 전치부 보다는 소구치부에서, 특히 치근단 3~4mm 부위에서 만곡이 발생하였다(Table 1).

### 2. 전산화 단층촬영 결과의 재현성의 비교

근관을 형성하지 않은 치근을 2회 촬영하여 비교한 결과 모든 절단면에서 차이가 없었다(Table 2).

### 3. 근관의 중심 이동량

각 절단면에서 Quantec을 이용하여 근관을 형성한 군이 K 화일이나 K-flex 화일을 이용한 군보다 근관의 평균 이동량이 적었으며, 4 mm 절단면 부위에서는 K 화일을 사용한 군에서 이동량이 많았으며, 엔진 구동용 니켈-티타늄

Table 1. Mean canal curvature

Group	Mean canal curvature	
	buccal view	Proximal view
Group I (K-file)	6.325± 1.115*	4.317± 2.175
Group II (K-flex file)	6.932± 2.103	3.244± 1.903
Group III (Quantec file)	5.984± 1.732	3.921± 1.872

\* : mean± standard deviation

Table 2. Comparison of uninstrumented CT scan between the first and the second scan

Section(mm)	Comparison of X and Y measures in the uninstrumented groups for the First and Second Scans (mm)			
	X for First scan	X for Second scan	Y for First scan	Y for Second scan
2	1.372± 0.017*	1.386± 0.032	1.314± 0.024	1.336± 0.062
4	1.394± 0.043	1.391± 0.041	1.452± 0.017	1.465± 0.066
6	1.413± 0.021	1.427± 0.016	1.512± 0.044	1.534± 0.054
8	1.443± 0.032	1.449± 0.034	1.518± 0.072	1.530± 0.072
10	1.584± 0.109	1.601± 0.049	1.604± 0.081	1.617± 0.029

\* : mean± standard deviation

X : the shortest distance from the outside of the curved root to the periphery of the uninstrumented canal

Y : the shortest distance from the inside of the curved root to the periphery of the uninstrumented canal

Table 3 Mean transportation(mm) of root canal before and after canal preparation

GROUP	Level of section from the Apex				
	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
I	0.476± 0.184*	0.625± 0.179	0.417± 0.146	0.803± 0.458	0.867± 0.454
II	0.476± 0.184	0.561± 0.191	0.417± 0.146	0.491± 0.185	0.476± 0.184
III	0.428± 0.160	0.408± 0.135	0.357± 0.010	0.357± 0.010	0.655± 0.269

\* : mean± standard deviation

화일(Quantec)을 이용한 군에서는 10 mm 절단면 부위에서 이동량이 가장 많았다.

근관의 평균 이동량은 2 mm 절단면 부위에서는 모든 군에서 거의 비슷하였으나, 8 mm 절단면 부위에서는 K 화일을 사용한 군이 K-flex 화일 이나 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일(Quantec)을 사용한 군보다 평균 이동량이 많

았다(Table. 3).

#### 4. 근관의 중심을

중심 이동율은 2 mm 절단면 부위에서 K 화일로 근관을 형성한 군에서 0.516± 0.191로 가장 컸으며, 4 mm 절단면 부위에서는 K-flex 화일을 이용한 군에서 0.595± 0.412로 가장 컸

Table.4 Mean centering ratio of root canal

GROUP	Level of section from the Apex				
	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
I	0.561± 0.191*	0.253± 0.123	0.408± 0.116	0.524± 0.216	0.348± 0.161
II	0.278± 0.090	0.595± 0.412	0.327± 0.212	0.521± 0.149	0.238± 0.130
III	0.307± 0.079	0.268± 0.103	0.357± 0.010	0.357± 0.196	0.513± 0.293

\* : mean± standard deviation

Table. 5 Mean canal volume(mm<sup>3</sup>)

Group	Volume measurement(mm <sup>3</sup> )		
	uninstrumented Canal volume	instrumented Canal volume	volume of dentin removed
K-file	240.153± 21.671	323.061± 40.301	71.005± 20.666
K-flex file	272.143± 72.738	330.045± 75.356	58.805± 16.239
Quantec file	197.321± 56.453	257.589± 55.406	57.639± 12.105

\* : mean ± standard deviation

다. 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일(Quantec)을 사용한 군에서는 근관의 중심 이동률이 거의 일정하였으나 10 mm 절단면 부위에서는 0.513 ± 0.293의 중심 이동율을 보였다(Table. 4).

#### 5. 근관의 용적

근관 형성후 근관의 용적과 상아질 제거량은 K 화일을 이용하여 근관을 형성한 군이 71.005 ± 20.666으로 가장 컸으며, 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일(Quantec)을 사용한 군은 57.639 ± 12.105로 가장 작았다(p<0.05)(Table 5). 대조군은 214.382± 47.178로 근관 형성 전과 후의 차이는 없었다.

#### IV. 총괄 및 고찰

근관형성의 목적은 모든 감염 상아질을 제거하여 근관벽을 정화하고 삼차원적인 근관충전이 용이하도록<sup>1)</sup>, 특히 근단부의 근관을 둥글게 형성하는 것이다<sup>19)</sup>. 많은 근관 형성 방법과 근관치료용 기구들이 개발되어 왔지만, 술자의 잘못된 기구 사용은 결국 근관치료의 실패를 야기한다고 할 수 있으므로, 근관치료에서 안

전하고, 효과적으로 근관을 형성할 수 있게 기구를 사용할수 있는 술자의 능력이 가장 중요하다고 할 수 있다. 좁고 만곡된 근관에서 근관 만곡도를 고려하지 않고 근관형성을 시행할 경우 근관치료가 실패하게 된다. 이러한 문제가 발생되는 것을 최소화하기 위하여 치근단부의 근관 형성을 30번 또는 35번 화일까지만 시행하기도 한다. 본 실험에서는 근관의 형태 변화를 보다 뚜렷하게 관찰하고자 실험 치아를 치수강이 넓은 전치 및 소구치를 사용하였으며 50 번까지 치근단부를 근관형성 하였다.

Mizrahi등<sup>20)</sup>과 Vessay<sup>20)</sup>는 근관을 보다 둥글게 형성하기 위하여 reaming 동작으로 근침부 1/3을 형성하고 filing 동작으로 치관부 2/3을 형성하는 복합적인 술식을 주장하기도 하였다. Harlan등<sup>21)</sup>의 연구에 의하면 화일의 형태와 관계없이 근관형성시 치근단부의 근관형태는 대부분 둥글다고 하였으며, 근침부 절단부에서는 기구의 형태에 관계없이 근관중심 변위율의 변화에는 통계학적 유의성은 없었으나 근관의 치관 절단면에서는 비록 그 차이는 미세하지만 니켈-티타늄 화일보다 Flex-R 화일에서 근관중심 변위율의 변화가 있다고 하였다. 이러한

미세한 차이는 K 화일 자체의 낮은 유연성과 화일의 끝으로 부터 직경이 증가함에 따라 유연성이 감소하여 근관의 근침 부위로 갈수록 근관의 내측벽을 스테인레스강 화일이 니켈-티타늄 화일 보다 더욱 과도한 삭제를 일으키는 경향을 보이기 때문일 것이다. 본 실험에서도 K 화일로 근관을 형성한 군이 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일 (Quantec)을 사용한 군보다 근관의 평균 이동량 및 근관의 중심 이동율에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였으며( $p < 0.05$ ), 상아질 삭제량도 많았다.

Lodd등<sup>6)</sup>은 니켈-티타늄으로 만들어진 Lightspeed (Lightspeed Technology, Inc., San Antonio, TX) 기구가 K 화일 보다 만곡된 근관에서 근관형성시에 보다 효율적이라고 보고 하였으며, Glosson등<sup>22)</sup>도 1/4 회전시키고 당기는 방법을 사용하여 K-flex 화일로 근관을 형성한 경우보다 Lightspeed로 근관을 형성한 경우에서 근관의 변위량이 적으며, 근관의 원래 형태가 잘 유지된다고 하였다. 이러한 물리적 성질 때문에 만곡된 근관에서 니켈-티타늄 화일은 근관에 대한 측방력을 최소로 하고, 사용시 미리 구부릴 필요가 없다<sup>12)</sup>. 그러므로 유연성이 좋은 니켈-티타늄 화일이 근관 형성시에 strip 천공 또는 치근분지부 천공율을 감소시킬 수 있을 것이다. 본 실험에서도 각 군 모두에서 근관형성후 근관의 모양이 비교적 동근 형태를 보였으며, 근관의 중심변위율은 (canal centering ratio) K 화일을 사용한 군의 2 mm 절단면 부위에서 통계학적 유의성을 보였으나, K-flex 화일을 사용한 군과 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일을 사용한 군간에는 뚜렷한 차이가 없었다. 이것은 기구 자체의 탄성도가 근관형성시 영향을 미친다는 연구<sup>15)</sup>와 일치되었다. 또한 본 실험에서 상아질 삭제량에 대한 결과는, filing 동작으로 근관을 확대할 경우 스테인레스강 화일이 니켈-티타늄 화일보다 많이 나타나지만, 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일을 reaming 동작으로 사용할 때에는 절삭 능력에는 별다른 차이가 없다고 한 Gambill<sup>12)</sup> 등의 연구와 일치되었다.

많은 연구<sup>11, 22, 23)</sup>에서 엔진 구동형 기구는 미리

구부려서 사용하더라도 수동 근관확대 기구보다 ledge, zip, strip 천공, 기구의 파절등과 같은 문제의 발생률이 높아 만곡된 근관에서 사용에는 한계성을 가진다고 하였다. 그러나 본 실험에 사용한 엔진 구동형 기구는 과거의 엔진 구동형 기구와는 달리 니켈-티타늄 화일을 사용하였으며 지속적인 reaming 동작으로 근관이 확대되고 근관형성시 발생하는 상아질 잔사등이 기구의 축을 따라 형성된 나선형의 각 (helical angle)을 따라 제거됨으로써 근관의 조기 폐쇄나 ledge 등을 감소시킬 수 있다고 제조 회사는 주장하고 있다<sup>24)</sup>. 또한 기구의 근침 부분은 삭제 날을 없앴으로써 삭제날이 근관에 닿기 전에 만곡된 주위에서 기구를 비껴 나가게 함으로서 근관의 변위를 방지할 수 있다고도 하였다<sup>6)</sup>.

El Deeb등<sup>25)</sup>은 화일의 크기가 증가할수록 스테인레스강 화일의 형태에 관계없이 근관내에서 zip의 발생률은 현저히 증가한다고 하였다. 그러나 이러한 문제를 야기하는 스테인레스강 화일의 낮은 유연성을 해소하고자 새로운 재료로 만들어진 근관치료용 기구의 개발이 요구되었고<sup>9)</sup>, Civjan<sup>14)</sup>이 연구한 바와 같이 니켈-티타늄 화일은 낮은 굽힘 모멘트, 높은 spring back, 낮은 강성 등의 물리적 성질을 가지며, 이러한 성질은 일정한 유연성을 유지하게 하며<sup>26)</sup>, 니켈-티타늄 화일의 높은 유연성은 재료의 물리적 성질과 기구 축의 직경 감소에 의하여 얻어진다<sup>6)</sup>. K 화일과 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일로 근관을 형성하였을 때 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일의 촉감은 스테인레스강 화일과 달라, 스테인레스강 화일이 초기에는 근관의 상아질 벽에 끼이지만 근관을 형성함으로써 느슨해지는데 반해, 엔진 구동용 니켈-티타늄 화일은 처음부터 근관 내에서 박히게 되어 작업장까지 적절한 근관형성을 시행한 후에도 계속된다. 이러한 촉감의 차이는 니켈-티타늄 화일에서 근관형성의 완료 시점을 확인하기 어렵게 하지만, 최종 근관형성의 크기에는 별다른 차이를 보이지 않는다<sup>2)</sup>. Esposite등<sup>27)</sup>은 니켈-티타늄 화일로 근침부 근관형성을 30번 이상 시행한 경우에 K-flex 화일보다



원래의 근관만곡도 유지에 더욱 효과적이었다고 보고하였으며, Gambill등<sup>12)</sup>은 니켈-티타늄 화일 자체가 직선이기 때문에 부적절하게 사용할 경우에는 만곡된 근관을 직선화 시킬 수 있다고 하였다.

Poulsen등<sup>28)</sup>의 연구에 의하면 750 rpm, 1300 rpm, 2000 rpm으로 Lightspeed를 이용하여 각각 근관을 형성하였을 때 각 구간에서 근관의 만곡도 변화나 상아질 삭제량에는 뚜렷한 차이는 없었으나, 종종 2000 rpm으로 사용할 경우에는 근관의 만곡된 부위를 통과하기 위하여 여러번 후퇴시키고 다시 전진시키는 동작이 필요하다고 보고하였다. 이것은 특정 부위에서 근관의 만곡도가 갑자기 증가하거나, 회전 속도의 증가에 의해 기구대의 강성이 증가하기 때문일 것이라고 하였으며, 만일 회전 속도의 증가에 의한 것이라면 작고 만곡된 근관에서는 저속 회전에 의한 근관 형성이 필요할 것이라고 하였다. 본 실험에서도 만곡된 부위를 300 rpm으로 형성할 때 기구가 근관에 더욱 끼이고 변형되는 경우가 많았다. 그리고 니켈-티타늄 화일은 형상 기억능이 있어 미리 구부려 사용하지 않으므로 석회화된 근관에서 우회할 경우에는 기구 자체의 유연성 때문에 어려움이 있었다. 그러므로 박히지 않고 험착되거나 폐쇄된 근관을 가진 좁은 근관을 통과시킬 경우에는 스테인레스강 화일이 더 유용할 것으로 생각된다. 또한 근관형성시에 참고점이 정확히 유지되어 근침을 넘는 기구 조작에 의한 근침부 천공 또는 작업장 길이보다 짧은 근단형성에 의한 ledge가 일어나지 않도록 주의하여야 하며, 구강내 접근의 용이하여야 한다. 이러한 니켈-티타늄 화일의 물리적 성질 및 절삭 능력에 관한 평가와 이러한 새로운 기구를 어떻게 하면 보다 효율적으로 사용할 수 있는지에 대하여 더욱 많은 연구가 이루어져야 할 것이다.

근관형성전과 후의 근관의 변화를 관찰하기 위하여 플라스틱 모델<sup>5)</sup>, 조직 절편 연구<sup>8)</sup>, 주사 전자현미경을 이용한 연구<sup>3)</sup>, 연속 절편을 이용한 방법<sup>18)</sup>, 방사선 사진 비교<sup>29)</sup> 등과 같은 많은 방법이 사용되었다. Bramante등<sup>30)</sup>은 1987년 연속

절편을 이용한 방법을 사용하여 근관형성전과 형성 후를 비교하였으나, 이 방법은 복잡한 준비 과정이 필요하고, 근관형성전에 모든 치아를 절단하기 때문에 술자가 인식하지 못하는 오차가 발생할 수도 있다고 하였다. 1989년 Tachibana와 Matsumoto는<sup>31)</sup> 근관치료에 전산화 단층촬영 영상 이미지를 적용시키려 하였으나, 그 당시에는 많은 비용과 부적절한 화상분석 프로그램 때문에 임상적인 효율성이 떨어졌다. 전산화 단층촬영 영상은 치아의 내부 구조를 변화시키지 않고 방사선 상을 얻을 수 있으므로 근관형성 전과 후의 상을 이용한 비교연구에 많이 사용될 것이다. 그러나 본 실험에서 이 방법을 적용한 결과 근관형성 전과 후의 치아 배열 상태를 정확히 일치시켜 동일한 부위가 전산화 단층 촬영이 이루어지도록 하기가 어려웠으며, 1mm 간격으로 절단하여 전산화 단층촬영 이미지를 얻을 때 절편 부위의 치근을 포함하고 있는 왁스나 작은 근관 형태 그리고 치근단공 부위에서 갑자기 치근의 만곡도가 증가하는 치아에서는 이미지 밀도에 영향을 주어 변형된 근관의 형태 사진을 얻을 수도 있었다. 그리고 얻어진 방사선 사진의 평가시 근관계와 치근의 상아질 부위의 경계가 명확히 이루어져야 할 것이다.

본 실험에서 얻어진 결과로는 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일이 좁고 만곡된 근관에서는 유용할지라도, 일반적인 근관에서는 다른 근관 치료용 기구와 비교하여 별다른 차이가 없었으며, 오히려 부적절한 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일의 사용은 기구의 파절이나 ledge와 같은 문제를 야기시킬 수도 있으리라고 생각되었다. 이와 같이 다양한 방법과 기구의 개선에도 불구하고 근관 확대시 많은 시간이 소요되고, 문제를 발생시킬 수 있는 여지는 아직도 많이 존재하며, 이에 대한 많은 연구가 앞으로도 계속되어야 할 것이다. 특히 심하게 만곡된 치근에서 엔진 구동형 니켈-티타늄 화일이 근관의 형태변화는 최소로 하면서 근관을 충전하기에 이상적인 형태로 근관 형성을 할 수 있는지에 대한 연구도 필요하다고 사료된다.

## V. 결 론

근관형성 기구의 재료 및 형태에 따른 근관의 형태 변화와 상아질 삭제량, 그리고 근관을 등글게 형성하는 정도를 알아보기 위하여 K 화일, K-flex 화일을 이용하여 step-back 방법으로 근관형성을 시행하고, 엔진 구동형 Ni-Ti file인 Quantec을 이용하여 제조 회사의 사용법대로 근관형성시 기구의 물리적 성질에 따른 근관의 형태 변화를 비교 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근침으로부터 8mm 절단면에서 근관의 평균 이동량(mean transporation,)은 0.357-1.785의 범위를 나타냈고 K 화일로 형성한 군은 K-flex 화일로 형성한 군 및 엔진 구동형 Ni-Ti file로 형성한 군과 각각 유의한 차이를 보였다( $p<0.05$ ).
2. 근침으로부터 2mm 절단면에서 근관의 평균 중심 비율(Mean centering ratio)은 0.178-0.714의 범위를 나타냈고 K 화일로 형성한 군은 K-flex 화일로 형성한 군 및 엔진 구동형 Ni-Ti file로 형성한 군과 각각 유의한 차이를 보였다 ( $p<0.05$ ).
3. 근침으로부터 10mm 절단면에서 근관의 평균 중심율은 0.010-1.071의 범위를 보였다. K-flex 화일로 형성한 군과 엔진 구동형 Ni-Ti 화일로 형성한 군 사이에는 유의한 차이를 나타내었다( $p<0.05$ ).
4. 시술 전과 후에서 제거된 상아질의 부피는 30.000-96.780mm<sup>3</sup>의 범위를 나타냈으나 각 실험군 간에는 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).

## 참 고 문 헌

1. Schilder H. : Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am., 1974 ; 18 : 269-296.
2. Samyn JA, Nicolls JI, Sterner JC. : Comparison of stainless steel and nickel-titanium instruments in molar root canal pre-

- paration. J Endod., 1996 ; 4 : 177-181.
3. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. : A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments . J Endod., 1975 ; 1 : 324-333.
4. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. : The "Balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endod., 1985 ; 11 : 203-211.
5. Wein FS , Kelly RF, Lio PJ. : The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod., 1975 ; 1 : 255-262.
6. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. : A comparison of canal preparation using the K-file and lightspeed in resin blocks. J Endod., 1996 ; 9 : 474-476.
7. Abou-Rass. M, Frank. AL, Glick. DH : The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc., 1980 ; 101 : 792-794.
8. Clen WH. : Endodontics in the adolescent patient. Dent Clin North Am., 1969 ; 13 : 483.
9. Walton RE. : Histologic evaluation of different method of enlarging the pulp canal space. J Endod., 1976 ; 10 : 304-311.
10. Morgan CF, Montgomery S : An evaluation of the crown-down pressureless technique. J Endod., 1984 ; 12 : 491-498.
11. Hulsman M, Stryga F. : Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. J Endod., 1993 ; 19 : 141-145.
12. Gambill JM , Alder M, del Rio C. : Comparison of Ni-Ti and stainless steel hand file instrumentation using computed tomography. J Endod., 1996 ; 7 : 369-375.
13. Tronstad L, Barnett F, Schwartzben L, Frasca P. : Effectiveness & safety of sonic vibratory endodontic instrument. Endod

- Dent Tramadol., 1985 ; 1 : 69-76.
14. Civjan S, Huget EF, DeSiomon LB. : Potential applications of certain Ni-Ti(nitinol) alloys. J Dent Res., 1975 ; 54 : 89-96.
  15. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. : An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J Endod., 1988 ; 14 : 346-351.
  16. Wildey WL. Senia ES, : A new root canal instrument and instrumentation technique. a preliminary report oral surg., 1989 ; 67 : 198-207.
  17. Massa GR, Nicholls JI, Harrington GW. : Torsional properties of the canal master instrument. J Endod., 1992 ; 18 : 222-227.
  18. Schneider SW. : A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. Oral Surg., 1971 ; 32 : 271-275.
  19. Coleman CL, Svec TA. : Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation by Means of direct digital imaging. J Endod., 1996 ; 11 : 603-607.
  20. Vessey RA. : The effect of filing versus reaming on the shape of the prepared root canal. Oral surg., 1969 ; 27 : 543-547.
  21. Harlan AL , Nicholls JI , Steiner JC : A comparison of curved canal instrumentation using Ni-Ti file or stainless steel files with the balanced forced technique. J Endod., 1996 ; 22 : 410-413.
  22. Glosson CR, Haller RH, Dove BS, del Rio CE. : A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod., 1995 ; 21 : 146-151.
  23. Campos JM, del Rio C. : Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. J Endod., 1990 ; 16 : 230-234.
  24. Advanced geometries in endodontic micro files. : Dr John T. McSpadden,NT Company,Chattanooga,TN.
  25. El Deeb ME, Boraas JC. : The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J., 1985 ; 18 : 1-7.
  26. Burstone CJ, Bai Q, Morton JY. : Chinese Ni-Ti wire - a new orthodontic alloy. Am J Orthodont, 1985 ; 87 : 445-452.
  27. Esposito PT, Cunningham CJ. : A comparison of canal preparation with Nickel-Titanium and stainless steel instruments. J Endod., 1995 ; 4 : 173-176.
  28. Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE . : Effect of Ni-Ti engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. J Endod., 1995 ; 12 ; 609-612.
  29. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. : Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. J Endod., 1987 ; 13 : 479-489.
  30. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. : A methodology for evaluation of root canal instrumentation. J Endod., 1987 ; 13 : 243-245.
  31. Tachibana H, Matsumoto K. : Applicability of x-ray computerized tomography in endodontics. Endod Dent Trauma., 1990 ; 6 : 16-20.