

만곡 근관에서 엔진 구동용 Ni-Ti File과 초음파 기구에 의한 근관성형 능력의 비교

전남대학교 대학원 치의학과
보존학교실, 소아치과학교실*
김현주 · 오원만 · 양규호*

Abstract

THE COMPARISON OF CANAL SHAPING ABILITY BY ENGINE-DRIVEN NICKEL-TITANIUM FILE AND ENDOSONIC FILE IN CURVED CANAL

Hyun-Ju Kim, D. D. S.,
Won-Mann Oh, D. D. S., Ph. D., Kyuo-Ho Yang*, D. D. S., Ph. D.
*Dept. of Conservative Dentistry, Dept of Pedodontics**
Faculty of Dental Science, Chonnam National University

The purpose of this study was to evaluate canal shaping ability after canal preparation by using engine-driven nickel-titanium file and endosonic file in curved canals.

30 mesiobuccal canals of molars extracted within recent 3 months were divided into 3 groups. Group I and group II were prepared by using engine-driven nickel-titanium Gates-Glidden drill type and the engine-driven nickel-titanium file type. Group III prepared by using endosonic file.

The image of preinstrumented canals was taken by X-ray. The image of postinstrumented canal was taken by X-ray in the same condition of preinstrumentation.

A magnified X-ray image on magnifier screen was traced and then compared the preinstrumented canal image with the postinstrumented canal image by superimposing method.

The following results were obtained :

1. In the change of canal curvature, the engine-driven nickel-titanium Gates-Glidden drill type showed the least change and the ultrasonically filing showed the greatest change.
2. In the percentage of canal enlargement, the engine-driven nickel-titanium file type was greatest at all level($p < 0.05$), the apex of all group was the greatest, the difference of ultrasonically filing group showed greater between apex and cervix.
3. The percentage of canal enlargement on convex side was greater than that of on concave side in apex of each group($p < 0.05$).

In the ultrasonically filing group, both sides of canal enlargement showed sharply difference($p < 0.01$).

4. The percentage of canal enlargement on convex side was greater than that of on concave side in the third of cervix of the engine-driven nickel-titanium file type and the ultrasonically filling.

The percentage of canal enlargement of convex and concave side in the third of middle of the engine-driven nickel-titanium Gates-Glidden drill type show a similar canal enlargement between convex side and concave side.

As above result, the engine-driven nickel-titanium file type was greater in canal enlargement than the other instruments.

The engine-driven nickel-titanium Gates-Glidden drill type was efficient endodontic instrument for curved canal preparation because it was least change in canal curvature.

I. 서 론

성공적인 근관치료를 위해 근관형성, 세정 및 근관충전이 필수적이며, 이중 근관형성은 피사된 치수조직과 상아질 잔사의 제거와 효과적인 근관충전 등 근관치료의 기본원칙에 영향을 미치므로 매우 중요하다^{1,2}. 특히 근관의 만곡도가 증가할수록 근관내 기구 사용시 근침 1/3 부위에서의 zipping 또는 hourglass 형태, ledge 형성, 치근단 천공 및 기구 파절의 빈도가 높다고 보고되어 있으며 좁고 만곡이 심한 근관의 형성 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다³⁻⁶.

만곡 근관의 경우 효율적인 근관형성을 위해서는 Weine 등³은 step-back법을 추천하였고, Abou-Rass 등⁴은 만곡된 치근의 함요면이나 내측의 위험부위에 대해 서술하여 anticurvature filing 법을 추천하였으며, Morgan과 Montgomery⁵는 crown-down pressureless 법이 만곡된 근관의 형성에 효과적이라고 했고, Roane 등⁶은 balanced-force 법을 소개하여 근관의 변위를 방지하고자 했다.

효율적이며 안전한 근관치료 기구의 개발 및 변형된 새로운 형태의 file들이 개발되었는데, 보편적으로 사용되는 수동기구로는 K-type file, reamer, headström file 및 broach 등이 있으며, 근래에는 K-flex file, Flex-R file, Unitek file, Burns unifile 및 기구끝에 삭제날이 없는(non cutting tip) file 등의 새로운 형태의 file들이

근관형성에 이용되고 있다⁷⁻⁹. File의 소재로서 초기에는 carbon steel을 이용하였으나 현재 스테인레스강(stainless steel)으로 제작된 기구가 사용되고 있으며 최근에는 nickel-titanium 소재로 만든 file이 등장하게 되었다.

근관형성시 file의 굴절성과 유연성은 중요한 물성으로서 굴절이 잘되고 보다 유연한 file은 만곡 근관과 잘 적응하고, 근관의 직선화, zipping, ledging 및 치근 천공의 위험을 줄일 수 있다고 보고되어 있다¹⁰. 반면에 근관형성시 기구의 크기가 증가할수록 기구의 경인성(rigidity)이 증가되어 전술한 여러가지 문제점을 야기할 수 있기 때문에 기구의 굴절성과 유연성은 만곡 근관의 형성시 중요한 의미를 지니게 된다^{11,12}.

최근에 개발된 nickel-titanium file이 굴절성과 유연성이 뛰어나 file을 precurve시킬 필요 없이 근관의 원래모양을 유지하며, 삭제율과 성형능이 우수하여 zipping이나 ledge 형성의 위험을 감소시킬 수 있고, 스테인레스강 보다 10배나 스트레스에 저항하는 등의 여러 장점을 지닌다고 제조회사에서는 소개하고 있으나 이에 대한 연구 보고는 거의 없는 실정이다. 이에 본 연구에서는 엔진 구동용 nickel-titanium file이 만곡 근관에 있어서 초음파 기구 보다 원래의 근관 형태를 유지하면서 근관성형 할 수 있는가에 대해 비교 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

가. 연구 재료

최근 3개월 이내에 발거한 대구치에서 근첨부 완성 및 근단부가 정상임을 육안적으로 먼저 확인한 후 #10 file을 삽입하여 치근단공을 1mm 통과하고 #15 file은 통과하지 않은 치아만을 선택하였다. 이렇게 분류된 치아를 Schneider 법¹³⁾을 이용하여 술전 근관 만곡도를 측정하여 내각이 20~30°인 근심 협측 근관을 연구 재료로 선택하였다 (Fig. 1).

나. 연구 방법

1. 시편제작

채택된 실험 치아를 백악법랑경계를 따라 횡으로 전달한 후에 치근이 방사선 사진에서 중첩되는 것을 방지하기 위해서 상악 구치는 구개측 치근을 제거하고 근심 협측 치근과 원심 협측 치근을 분리하여 근심 협측 치근을 선택하였다. 하악 구치의 경우 근심 치근과 원심 치근을 분리하고, 분리된 근심 협측관과 근심 설측관을 갖는 근심 치근을 선택하였다. #10 file을 근단공에서 file의 첨부가 보일 때까지

삽입한 후 근첨으로 부터 1mm 짧게 각 치아의 작업장 길이를 결정하였다. 10×10×10mm³ 모형에 아크릴리케진을 부어 치근이 매식된 레진 블록을 각각 제작하였다. 이때 만곡된 치근의 근첨이 향하는 면을 원심면으로 정하였다.

2. 실험군의 분류 및 근관형성

30개의 시편을 무작위로 10개씩 분류하여 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-Glidden drill type(Light speed®, Light speed Technology, U.S.A.)과 엔진 구동용 nickel-titanium file type(Mity file®, JS Dental, U.S.A) 및 초음파기구(Supprasson SP™, Satelec®, France)를 이용하여 근관을 형성하였다(Table 1).

1) 엔진 구동용 nickel-titanium file

저속의 임플란트 외과용 구동기구(Implantology surgical unit®, Friedrichsfeld GmbH, Germany)를 1000rpm으로 일정하게 고정하고 근관 형성하였다. 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-glidden drill type은 작업장 길이에서 충분히 #15 file (K-file)까지 확대한 후 #20

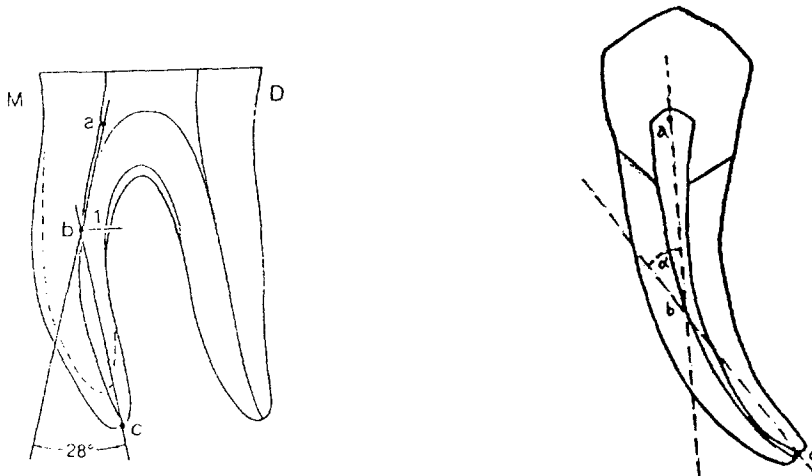


Fig. 1. Determination of root canal curvature. Point a to b, long axis of root canal to point of canal deviation from long axis. Point c, apical foramen. Angle is measured at the intersection of line a-b and b-c.

Table 1. Canal instrumentation methods used for this study.

Group	No. of teeth	Canal instrumentation methods
I	10	Engine-driven Ni-Ti Gates-Glidden drill type
II	10	Engine-driven Ni-Ti file type
III	10	Ultrasonic instrumentation

file부터는 nickel-titanium Gates-glidden drill type을 사용하였고 회전하는 상태에서 기구를 근관 내에 삽입하였다. 가벼운 수직압으로 #25 file까지 사용하여 근단부 근관 형성을 하였다. 1mm 전진운동과 저항이 느껴질때 3~5mm 후진 운동을 하였고 중간 크기의 file을 교대로 사용하면서 step-back 방법을 이용하여 #50 file에서 근관 형성을 완성하였다. 매 3회 사용 후에는 세척을 충분히 해주었다.

엔진 구동용 nickel-titanium file type은 #15 file부터 순서적으로 사용하여 #25 file까지 가벼운 수직압을 사용해서 근단부 근관 형성하였다.

Step-back 방법을 이용하여 근관 형성한 후 #50 file에서 근관 형성을 완성하였다.

2) 초음파 기구

근관은 먼저 #15 K-file로 확대하여 #15 endosonic file이 저항감 없이 작업장 길이까지 들어가게 하였다. 동력은 3으로 맞춘 후에 처음 10초 동안 #15 endosonic file을 근관에 넣고 진동하는 file이 근관벽을 향해 힘을 가하도록 한 후에 작업장 길이 내에서 약 30초간 rasping motion으로 사용하였다. #25 K-file이 작업장 길이까지 들어가는지 확인한 뒤 #25 endosonic file을 작업장 길이까지 넣고 근관벽에 힘을 가하면서 0.5~1.0mm 정도 상하로 움직여 30초 동안 근관을 확대하였다. 진동을 10초 동안 유지한 채 물을 공급하면서 근관을 완전히 세척하였다.

3. 방사선 사진촬영

근관 형성 전과 형성 후의 근관 만곡도의 변화, 근관 확대율 및 만곡의 내외측 확대율을 측정하기 위하여 우선 근관형성 이전에 방사선

사진을 촬영하였다. 수직으로 X-선 관구의 출입을 허용하고 필름의 위치와 일정한 거리를 유지할 수 있도록 합성수지를 사용하여 고정틀을 제작하였다. 각 군의 레진 블록을 필름에 위치시키고 근관형성 후 방사선 촬영을 위해서 필름의 1/2만 노출되도록 미리 형성된 납판으로 덮었다. 70 KVp, 7 mA의 X-선 기기(GX-770[®], Gendex Co., U.S.A.)의 노출시간을 pulse 9로 조정하여 술전 방사선 사진을 얻었다. 근관형성 후의 방사선 사진을 술 전과 동일한 조건으로 촬영하고, 모든 방사선 사진은 자동현상기(Dür-Dental D-7120[®], Bietigheim Co., Germany)를 이용하여 현상하였다.

4. 측 정

근관형성 전과 형성 후의 방사선 사진을 20배 확대기에 투과시켜 투사지에 tracing하였고, 술전과 술후 근관 형성된 상을 중첩시켜 비교하였다. 근관 만곡도의 변화량은 치아의 장축에 평행한 하나의 선을 긋고 근단공을 지나는 또 다른 선을 그어 두 선이 서로 만나서 이루는 내각을 측정하는 Schneider 법을 이용하여 술전의 만곡 각도와 근관 형성된 후의 근관 만곡도를 측정하여 그 차이를 비교하였다. 근관 확대율은 투사지 상에서 근관형성 전과 근관형성 후 근관의 폭경을 계측하여 근관형성 전의 폭경에 대한 근관형성 후의 폭경으로부터 각 구간의 상대적인 근관 확대율을 얻었다. 이때 근단공으로부터 근관의 전장을 따라 1.5mm 간격으로 구간을 나눈 후 각각의 지점에서 폭경이 근관측벽에 직각이 되게하여 각 측정치를 얻었다. 내외측 확대율을 구하기 위해서는 술전 방사선 사진에서 근관의 중앙을 기준선으로 하여 가상의 이 축으로부터 구간별로 내외 수직 거리를 계측하고 근관형성 전의 내외 근관 폭

경에 대한 근관형성 후의 내외 수직 거리를 확대율로 환산하였다.

5. 통계학적 분석 방법

만곡도의 변화량과 각 구간의 근관 확대율을 비교하기 위해서 Duncan's multiple range test를 하였고 각 구간의 내외측 확대율의 비교를 위해 paired t test를 이용하여 통계처리하였다.

III. 연구결과

1. 근관 만곡도의 변화량

각 군의 만곡도 변화량은 Table 2와 같다. I 군에서 가장 작고, III군에서 만곡도 변화

량이 가장 컸다($p < 0.05$).

2. 근관 확대율

각 군들의 근관 확대율은 Table 3과 같다. 0.5mm 부위에서는 II군과 III군의 확대율이 같았고, 1.5mm 부위에서는 III군의 확대율이 가장 컸으며 나머지 구간에서는 II군의 확대율이 유의성있게 가장 컸다($p < 0.05$). 3.0mm, 4.5mm 그리고 6.0mm 부위에서는 I군과 III군의 확대율이 같았고, 7.5mm, 9.0mm 그리고 10.5mm에서는 III군의 확대율이 가장 낮았다 (Table 3).

3. 내외측 구간별 확대율 및 내외측 총확대율의 비교

Table 2. Change of root canal curvature in curved canal.

Group	Range of curvature (degrees)	Mean curvature (degrees)	Range of deviation (degrees)	Mean deviation (degrees)
I	22.0-30.0	28.3	0.5- 2.5	1.33 *
II	21.5-30.0	29.2	0.5- 4.0	2.95
III	20.0-29.5	28.5	1.5-15.0	5.36

* : $p < 0.05$

(n=10)

Table 3. Percentage of canal enlargement in curved canal

(%)

level (mm)	Group	Mean± SD	Duncan* grouping	level (mm)	Group	Mean± SD	Duncan* grouping
0.5	G1	157.2± 32.1	B	6.0	G1	125.7± 20.0	B
	G2	211.9± 50.0	A		G2	150.4± 12.4	A
	G3	208.7± 48.5	A		G3	117.1± 18.1	B
1.5	G1	138.6± 14.1	B	7.5	G1	127.8± 17.6	B
	G2	162.6± 19.6	B		G2	146.2± 8.2	A
	G3	223.4± 46.6	A		G3	114.3± 9.0	C
3.0	G1	132.5± 7.8	B	9.0	G1	123.5± 16.8	B
	G2	155.8± 19.9	A		G2	143.7± 10.6	A
	G3	140.3± 16.7	B		G3	110.7± 6.3	C
4.5	G1	122.3± 8.5	B	10.5	G1	129.0± 20.4	B
	G2	155.2± 13.8	A		G2	143.6± 10.7	A
	G3	123.5± 18.6	B		G3	108.6± 7.3	C

* Means with the same letter are not significantly different at $p < 0.05$

Table 4. Percentage of canal enlargement to convex and concave side in curved canal (%)

Level (mm)	G1		G2		G3	
	concave	convex	concave	convex	concave	convex
0.5	146.8* (29.1)	167.5* (39.5)	176.8 (54.9)	226.8 (63.3)	135.1** (26.0)	295.6** (72.2)
1.5	137.0 (17.6)	140.1 (17.7)	148.3* (26.4)	179.4* (24.7)	135.1** (23.6)	297.6** (78.0)
3.0	135.1 (14.6)	128.5 (12.2)	151.1 (15.4)	150.8 (25.6)	181.4 (99.6)	162.8 (59.4)
4.5	127.2 (11.7)	117.3 (12.2)	146.8* (17.2)	162.9* (16.3)	187.9* (69.8)	133.4* (25.2)
6.0	126.7 (21.4)	125.9 (18.7)	140.4 (20.5)	158.4 (13.5)	168.4* (43.2)	119.9* (17.7)
7.5	131.8* (21.3)	119.3* (12.4)	143.4 (19.4)	140.9 (18.5)	142.7 (53.5)	146.5 (64.2)
9.0	130.4 (21.2)	122.0 (17.6)	162.4** (15.0)	125.6** (16.5)	157.8* (65.9)	120.1* (34.4)
10.5	132.3 (24.9)	124.0 (17.0)	154.7* (12.3)	129.6* (19.3)	154.7* (12.3)	125.6* (19.3)

Standard deviations are in the parentheses.

* : P<0.05

** : P<0.01

Table 5. Duncan's multiple range test for variable of comparison of convex side and concave side for total percentage of canal enlargement in curved canal

	Convex side		Concave side	
	Mean±SD	Grouping*	Mean±SD	Grouping*
G1	130.6±24.8	C	133.4±20.9	B
G2	160.3±40.9	B	153.1±27.2	A
G3	175.5±88.1	A	155.2±61.7	A

* Means with the same letter are not significantly different($\alpha=0.05$)

각 구간의 내외측 확대율에 대한 각 실험군의 비교 결과는 Table 4와 같다.

각 실험군을 비교한 결과, I 군은 0.5mm에서 외측이 유의한 수준의 차이로 더 확대되고($p<0.05$), 7.5mm를 제외한 나머지 구간에서는 내외측 확대율이 비슷하였다. II 군은 1.5mm에서 외측이 더 확장되었고($p<0.05$), 9.0mm와 10.5mm에서는 내측이 더 확장되었으며 나머지 구

간의 확대율은 내외측이 비슷하였다. III 군에서는 0.5mm, 1.5mm에서 외측이 내측보다 유의한 차이로 크게 확대되었고($p<0.01$), 4.5mm, 6.0mm, 9.0mm 그리고 10.5mm에서는 유의한 차이를 보이며($p<0.05$), 내측이 외측보다 더 확대되었다(Table 4).

각 실험군의 내측과 외측의 총확대율의 비교는 Table 5와 같다.

외측의 총확대율에서 I 군, II 군 및 III 군은 각 군간에 유의성 있는 차이를 보이고($p < 0.05$), 내측의 총확대율에서는 I 군이 유의성 있게 낮으며($p < 0.05$), II 군과 III 군은 유사하게 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

근관치료시 기구 조작의 목적은 효과적인 근관형성 기구를 이용하여 근관의 원래 모양과 만곡도를 유지하면서 근관을 형성하는 것이다. 좁고 만곡된 근관은 전통적인 근관 형성 방법을 사용할 경우 근관 기구가 잘 파절되고 근관길이 설정하기 어려우며 치근단 부위에 ledge 및 천공이 일어나기 쉽다. 그래서 근관형성 방법의 효율성에 대한 많은 연구가 있었고, 변형된 file 형태의 새로운 기구가 소개되기도 하였다^{9,14)}.

file 디자인의 작은 변형이 기능에 큰 변화를 야기하는 것처럼 file 동작의 작은 변화도 술 후 삭제량이나 근관 성형능에 변화를 가져오기 때문에^{15,16)} 안정성 및 효능을 증가시킬 수 있는 근관치료 기구들의 개발의 노력이 기울여지고 있다¹⁷⁻²⁰⁾. 근관형성은 근관치료의 가장 많은 부분을 차지하고 있으므로 이 과정을 단축할 수 있다면 근관 치료에서 오는 술자의 피로도를 상당히 줄일 수 있을 것이다. 그러므로 근관형성시 근관형성 시간을 단축하면서도 원래의 근관 모양을 유지하고 근관충전이 용이하도록 정확한 근관성형 할 수 있는 기구를 선택할 경우 안정성 및 효능면에 있어서 만족할 만한 결과를 가져다 줄 것이다.

엔진 구동용 회전 기구는 근관의 치경부 확장시 보조적으로 이용되어 왔다²¹⁾. Giromatic이나 racer같은 엔진 구동용 기구는 삭제한 상아질을 근단공으로 밀어내고 힘의 전달이 클 때 천공을 야기하며 ledge 형성이 용이하고 특히 근관형성시 소요 시간이나 형성된 근관의 형태등이 수동기구에 비해 우수하지 않다고 보고되어 임상에서 특별한 경우를 제외하고 거의 사용하지 않고 있다. 그러나 저속의 핸드피스에 끼워 사용하는 Gates-Glidden drill은 삭제 효과가

우수하고, 근관 측벽만 삭제하여 ledge 형성의 기회가 적기 때문에 file과 병용하여 사용한다. 이 기구는 carbon steel로 만들어져 쉽게 부식이 되고 유연성이 없는 단점이 있어 느린 속도로 극히 조심해서 사용해야 했다. Roane 등⁶⁾은 Flex-R file을 사용하여 balanced-force 범에 의해 근관 성형한 경우 원래 형태의 근관 만곡도를 유지하며, 근단공 부위의 위치를 변형시키지 않고 근관 만곡의 내측과 외측의 근관 확대율이 비교적 균일하게 나타났지만 시간이 너무 많이 걸리는 단점을 보고하였다. 이와 같이 수동기구 조작시 시간이 많이 소요되고, 근관의 치근단 부위에서 근관 기구의 조작이 어렵고, 천공 또는 ledge의 형성이 야기되므로 근관의 치근단 부위를 근관 확대하기 전에 근관의 치경 부위를 엔진 구동용 기구로 넓혀 주는 방법이 추천되었다^{22,23)}. Montgomery²⁴⁾는 하악 대구치에서 전통적인 방법으로 근관형성한 경우와 Peeso reamer를 사용한 경우 기계적인 효율이 우수하며 근점으로의 접근이 용이하다고 하였다.

본 실험 결과 근관 만곡도의 변화는 초음파 기기를 이용한 군에서 가장 컸는데 이는 endo-sonic file을 precurve 시키지 않았기 때문에 만곡 근관에 적용하지 못하고 만곡 근관의 측벽에서 긴장(strain)이 발생한 file이 끈게 퍼질려는 성질 때문이라 생각된다. 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-Glidden drill type의 경우 만곡도 변화가 제일 적게 나타나 만곡도의 유지 측면에서 볼 때 효율적인 근관치료 기구임을 확인 할 수 있었다.

근관 확대율에 있어서 엔진 구동용 nickel-titanium file type의 경우 가장 높은 확대율을 보였는데 이는 힘의 전달이 빠르고 file의 진동이 자유로워 기계적 효율성이 우수하였기 때문이라고 생각되나 근점부에서는 다른 기구와 마찬가지로 내부 변위 방향이 외측을 향하였다. 이것은 file tip이 치경부에서 보다 근단부에서 더 큰 변위량을 가져 상아질 삭제율이 크다는 Briggs 등²⁵⁾의 연구와 일치하였다. 또한 실험 과정에서 nickel-titanium file type의 경우 2개의 치아시편에서 기구의 파절을 초래하여 실험

시편에서 배제하였는데 이는 사용법에 익숙하지 못하고 무리한 압력이 file tip에 가해졌기 때문이라 생각되었다.

Campos와 del Rio²⁶⁾는 기계적 핸드피스와 수동기구로 만곡 근관을 형성한 경우 기계적 핸드피스로 근관 형성했을 때 치경부 1/3과 근단부 1/3에서 변위량이 많았으며 치경부에서는 원심축으로 근단부에서는 근심축으로 변위 되었다고 보고하였다. Martin 등²⁷⁾은 초음파 근관기기가 일반적인 수동식 기구 조작보다는 상아질 삭제 능력이 우수하지만 만일 상아질 삭제가 불규칙하고 근관의 원래 형태를 변화시킨다면 근관형성 방법으로서 효율성이 없다고 주장하였으며, Goodman 등²⁸⁾은 초음파 기구가 근관의 변위와 치근단 천공을 일으킨다고 보고하였다.

본 실험에서는 각 구간의 내외측 확대율 비교시 근관의 근침 부위에서는 사용된 기구의 종류에 무관하게 만곡의 외측에서 내측보다 큰 확대율을 보였다. 특히 초음파 기구군에서 만곡의 외측과 내측 확대율 차이가 큰 것은 precurve 시키지 않은 file이 만곡 근관에 적용하지 못하고 만곡근관의 근단의 중앙에서 벗어나 외측에서 치질 삭제가 커졌으며 zip이 형성되어 근단부에서 변위가 있음을 시사하였다.

Pedicord²⁹⁾는 수동식 기구와 초음파 기구 사용후 근관의 모양과 형성 시간을 비교하여 초음파 기구는 치경부와 중앙부 1/3에서 불규칙한 근관을 형성하고 수동식 기구보다 더 많은 시간이 걸렸음을 보고한 바 있으며, 수동식과 초음파 기구 모두에서 근관의 부위에 관계없이 근관 만곡의 내측으로 근관확대율이 크게 나타난다고 보고하였다. 그러나 본 실험에서는 치경부에서는 만곡의 내측으로 근침부위에서는 외측으로 근관 확대율이 크게 나타나 Montgomery와 Calhoun³⁰⁾의 실험 결과와 일치하였으며, 치근단 1/3부위에서 외측 만곡부위에서 많은 삭제가 있었다는 Ahmad 등³¹⁾의 보고와 일치하였다.

엔진 구동용 nickel-titanium file은 적은 노력으로 빠르고 정확하게 근관성형을 시킨다고 하였으나 nickel-titanium Gates-Glidden drill

type의 경우 중간 크기를 이용한 여러번의 기구 재조작이 필요하여 시간 절약의 효율성에 있어선 크게 만족하지는 않았다.

Miserendino 등³²⁾은 근관 치료기구의 삭제 효능에 대한 연구에서 file의 flute 디자인보다는 tip 디자인이 삭제 효능에 더 큰 영향을 미친다고 보고하였다. 본 실험에서도 같은 엔진 구동용 nickel-titanium file을 사용하더라도 cutting blade의 길이와 모양에 따라 삭제율에 차이가 있었다. 엔진 구동용 nickel-titanium 길이와 모양에 따라 삭제율에 차이가 있었다. 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-Glidden drill type의 경우 엔진 구동용 nickel-titanium file type 보다 확대율이 더 적었다.

본 연구에 사용된 기구는 근관형성 방법에 따른 형성 시간의 규격화가 힘들었고, 시술자의 숙달 정도에 의해서 결과가 다를 수 있기 때문에 본 연구의 결과를 가지고 각 기구의 우열을 평가한다는 것은 무리가 있을 수 있으나 기본적인 지침은 제공할 수 있으리라 생각된다. 또한 본 실험에서는 발견된 치아를 사용하였기 때문에 엔진 구동용의 경우 기구 접근이 용이하였지만 회전하는 상태에서 들어가는 file을 실제 환자 구강내에서 사용시는 사용법을 충분히 익힌 후 주의깊게 확대 해야하고 좁고 만곡된 근관을 보다 효율적으로 형성할 수 있는 방법과 근관형성 기구에 대한 많은 연구가 있어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 만곡근관을 엔진 구동용 nickel-titanium file type과 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-Glidden drill type 및 초음파 기구를 이용하여 근관형성 한 후에 근관성형 능력을 비교 평가 하고자 시행되었다.

I 군은 엔진 구동용 nickel-titanium Gates-Glidden drill type(Light speed®, Light speed technology, U.S.A.)을, II 군은 엔진 구동용 nickel-titanium file type(Mity file®, JS Dental, U.S.A.)를 사용하였고 III 군은 초음파 기구(Supprasson SP™, Satelec®, France)를 이용하여

근관을 형성하였다. 각각의 성형 능력은 근관 만족도의 변화량, 각 구간에서의 근관 확대율 및 내외측 근관 확대율로 평가하였고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근관 만족도의 변화는 I 군이 가장 작았으며, III군에서 가장 큰 변화를 보였다($p < 0.05$).
2. 근관 확대율은 II군에서 전반적으로 가장 컸으며($p < 0.05$), 모든 군에서 근침 부위에서 가장 큰 근관 확대율을 나타내었고 근침과 치경부의 근관 확대율의 차이는 III군에서 가장 컸으며, I 군에서 가장 작았다.
3. 근관의 근단부에서는 사용된 기구의 종류에 무관하게 만곡의 외측이 내측보다 큰 확대율을 보였으며($p < 0.05$), III군에서 만곡의 외측과 내측 확대율 사이의 차이가 크게 나타났다($p < 0.01$).
4. 근관의 치경 1/3부위에서는 II군과 III군에서 만곡의 내측이 외측보다 큰 확대율을 나타냈으며($p < 0.05$), 중앙 1/3부위에서는 I 군이 만곡의 외측과 내측이 유사한 확대율을 보였다.

참고문헌

1. Weine FS : Endodontic therapy 4th ed. St Louis. CV Mosby Co. 1989, p 277.
2. Ingle JJ, Taintor JF : Endodontics 3rd ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985, p 166-169.
3. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ : The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endo 1 : 255-262, 1975.
4. Abou-Rass M, Frank AI, Glick DH : The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc 101 : 792-794, 1980.
5. Morgan LF, Montgomery S : An evaluation of the crown-down pressureless technique. J Endo 10 : 491-498, 1984.
6. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG : The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endo 11 : 203-211, 1985.
7. 임성삼 : 임상근관치료학, 의치학사, 1994, p 87-92.
8. Briseno BM, Sonnabend E : The influence of different root canal instruments on root canal preparation. Int Endo J 24 : 15-23, 1991.
9. Wildey WL, Senia ES : A new root canal instrument and instrumentation technique : A preliminary report. Oral Surg 67 : 198-207, 1989.
10. Mullaney TP : Instrumentation of finely curved canals. DCNA 23 : 575-592, 1979.
11. ElDeeb ME, Boraas JC : The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endo Jo 18 : 1-7, 1985.
12. Roth WC, Gough RW, Grandich RA, Walker WA : A study of strength of endodontic files. Potential for torsional breakage and relative flexibility. J Endo 9 : 228-232, 1983.
13. Schneider SW : A comparison of canal preparation in straight and curved canals. Oral Surg 32 : 271-275, 1971.
14. Leseberg DA, Montgomery S : The effects of canal master, flex-R and K-flex instrumentation on root canal configuration. J Endo 17 : 59-65, 1991.
15. Dummer PMH, Hutchings R, Hartles FR : The effect of using files with altered tips in a sonic handpiece : An in vitro study. Int Endo J 26 : 209-217, 1993.
16. Powell SE, Simon JHS, Maze BB : A comparison of the effect of modified and non-modified instrument tips on apical canal configuration. J Endo 12 : 293-300, 1986.
17. Goldman M, Sakurai E, Kronman J, Tenca JJ : An in vitro study of the pathfinding ability of new automated handpiece. J

- Endo 13 : 429--433, 1987.
18. Tronstad L, Niemczyk SP : Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation. *Endo Dent Traumatol* 2 : 270--276, 1986.
 19. Shankar P, Parameswaran A, Lakshminarayanan L : Apical third instrumentation of curved canals with K-type and canal master instruments. *J Endo* 19 : 224--227, 1993.
 20. Camps J, Macouin G, Pertot WJ : Effects of the Flexogates and Canal Master U on root canal configuration in simulated curved canals. *Int End J* 27 : 21--25, 1994.
 21. Walton RE : Current concepts of canal preparation. *DCNA* 36 : 321--324, 1992.
 22. Abou-Rass M, Jastrab RJ : The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars. *J Endo* 8 : 78--82, 1982.
 23. Goerig LAC, Michelich RJ, Schultz CHH : Instrumentation of root canals in molar using step-down technique. *J Endo* 8 : 550--554, 1982.
 24. Montgomery S : Root Canal Wall thickness of mandibular molars after biomechanical preparation. *J Endo* 11 : 257--263, 1985.
 25. Briggs PFA, Gulabivala K, Stock CJR, Setchell DJ : The dentin removing characteristics of an ultrasonically energised K-file. *Int Endo J* 22 : 259--268, 1989.
 26. Campos JM, del Rio : Comparison of mechanical and standard hand instrumentation technique in curved root canals : *J Endo* 16 : 230--234, 1990.
 27. Martin H, Cunnigham WT, Norris JP : Ultrasonic versus hand filing of dentin : A quantitative study. *Oral surg* 49 : 79--81, 1980.
 28. Goodman A, Reader A, Beak M, Melfi R : An vitro comparison of the efficacy of the step-back technique versus ultrasonic technique in human mandibular molars. *J Endo* 11 : 249--256, 1985.
 29. Pedicord D, Eldeeb ME, Messer HH : Hand versus ultrasonic instrumentation : its effect on canal shape and instrumentation time. *J Endo* 12 : 375--381, 1986.
 30. Calhoun G, Montgomery S : The effect of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endo* 6 : 273--277, 1988.