만곡 근관에서 다양한 엔진 구동형 Nickel-Titanium 파일의 근관 성형능력에 대한 연구

전북대학교 치과대학 치과보존학교실

김경아·전성민·권수미·이광원·유미경*

Ⅰ. 서 론

근관 성형의 목적은 근관 세정 및 근관의 원래 형태를 유지하면서 근첨에서 근관입구 까지 균일한 경사도를 지녀, 근관 충전이 가능하게 하는 것이다.[1,2]

근관계는 그 변이성이 다양하며,[3] 근관은 어느 지점에서나 만곡을 가지게 되고 비록 직선적으로 시작한 근관일지라도 근단부 3분의 1지점에서는 해부학적 불규칙성과 더불어 만곡을 가지게 된다.[4]

만곡도가 큰 근관의 성형 시 'ledge', 'transportation', 'apical perforation' 또는 'zip'과 같은 근관 성형상의 오류가 발생할 가능성이 커지며, 앞서 언급한 이상적인 근관 성형에 어려움이 따른다.[5]

근관 성형 시 발생할 수 있는 위의 문제점들을 극복하기 위하여 많은 근관 성형 술식과 기구들이 연구되어 왔다. 1988년 Walia 등[6]이 nitinol 교정용 wire를 수동기구에 응용해서 만든 근관치료용 파일에 대한 연구 결과를 발표하였다. Nickel-titanium 파일은 stainless steel 파일 보다 2~3배의 탄성적 유연성을 지니며, 탄성계수가 더 낮고 비틀림 파절에 대한 저항이 높은 것으로 알려져 있다. 이를 바탕으로 여러 가지 엔진 구동형 nickel-titanium 파일이 개발되었다. 이는 stainless steel 파일보다 삭제율과 성형능이 우수하며, 근관의 원래 형태를 유지하면서 전 근관에 걸쳐 균일한 경사를 가지며, 가늘고 만곡된 근관을 직선화시키거나 ledge, zip, perforation 등을 유발할 가능성이 더 적은 것으로 나타났다.[7-9] 또한 엔진 구동형 nickel-titanium 기구는 수동형 기구에 비해 심한 만곡 근관에서 조차 근관형태를 잘 유지할 수 있으며, 더 빠른 기구조작이 가능하다고 여러 문헌에서 보고되고 있다.[10-12]

Crown down instrumentation은 이러한 엔진 구동형 nickel-titanium 파일에 대부분 추천되는 방법으로, 큰 파일을 작은 파일 전에 사용하며, 점진적으로 치근단을 향하는 방법이다.[13] 이러한 기술은 근관 내 마찰을 감소시키는데 필수적이며 따라서 기구 파절의 위험성을 최소화 시킨다. 최근 새롭게 디자인된 Mtwo 엔진 구동형 nickel-titanium 기구는 S-형태의 횡단면 다지인과 non cutting safety tip을 지닌다(Fig. 1). 따라서 두 개의 삭제날을 지니는 positive rake angle이 특징이고 이는 상아질 삭제에 더 효율적일수 있다. 또한 tip에서 shaft로 갈수록 증가되는 pitch length를 지니며 제조사에서는 이러한 디자인으로 인해 지속적인 회전 시 근관 내 끼임 현상이 없고, 치근단 쪽으로 잔사를 이동시키는 것을 감소시킨다고 설명한다.

Mtwo 엔진 구동형 기구는 4~7%의 경사도를 지닌 #10~#40 범위의 8개의 파일로 구성되어 있다(Fig. 2). 이 기구는 crown down instrumentation이 필요 없으며, 제조사에 의해 추천되는 'single

length technique'만을 사용해야 하는데, 이는 기구 조작 시 모든 파일을 근관의 전 길이로 사용하고 작은 파일부터 큰 파일순서로 사용하는 방법이다.

이 논문의 목적은 만곡된 레진 모형 근관에서 Mtwo 엔진 구동형 기구를 single length technique으로 근관 성형했을 때와 K3(SybronEndo, West Collins, CA, USA)와 RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) 를 사용하여 crown down technique으로 근관 성형했을 때 그 성형 능력을 비교하고자 하는 것이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 모형 근관 및 근관 성형 전 이미지 채득

총 45개의 투명하고 만곡된 레진 모형(Dentsply-Maillfer, Ballaigues, Switzerland)이 연구에 사용되었다. 모든 모형 근관의 직경과 경사도는 ISO standard size 15 root canal instrument와 동일하였다.

현미경 하에서 근관 내 stainless steel #10 hand K-file로 파일 끝이 근단공 밖으로 나올 때 까지 삽입 후 서서히 후퇴시키며 파일이 근단공과 일치되는 곳에서 작업장을 결정하였다. 결정된 작업장의 길이는 평균 16mm 였다.

Round bur를 이용하여 레진 블록에 근관 성형 전·후 이미지를 중첩 시 기준이 될 3개의 지시점(landmark)을 만들었다. 근관 형태를 보다 명확히 관찰하기 위해 투명 근관 내에 메틸렌 블루(methylene blue)를 주입하고 EPSON 3200 (Epson, Nagano, Japan)을 이용하여 스캔 하여 근관 성형 전 이미지를 채득 하였다(Fig. 3). 성형 전 이미지에서 근관의 만곡도를 Schneider 방법[5]을 이용하여 측정 하였고, 측정된 근관의 만곡도는 평균 36도였다(Fig. 4).

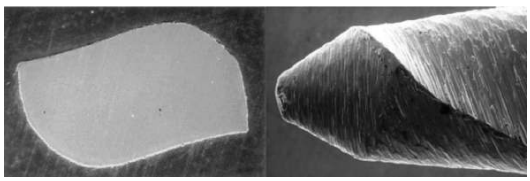


Fig. 1. Mtwo instrument의 횡절단면(좌)과 tip 부위(우)의 scanning electron microscope 이미지



Fig. 2. Mtwo nickel-titanium instruments (10/.04, 15/.05, 20/.06, 25/.06, 30/.05, 35/.04, 40/.04, 25/.07)

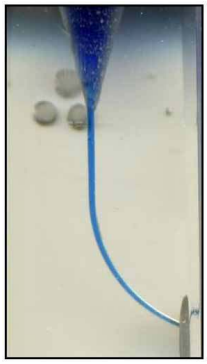


Fig. 3. 근관 성형 전 이미지

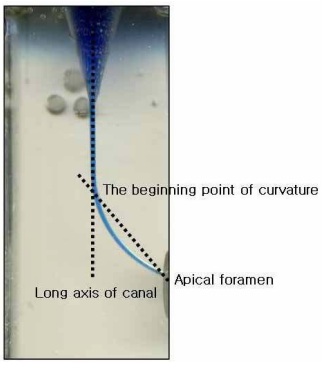


Fig. 4. Schneider 방법에 의한 근관 만곡도 측정

2. 근관 성형

모형 근관을 15개씩 세 그룹으로 나누어 Mtwo, RaCe, K3 nickel-titanium 파일로 각각 근관 성형 하였다. 사용 전 기구에 RC-Prep (Premiere, Stone Pharmaceuticals, Philadelphia, PA, USA)을 묻혀 윤활제로서 역할을 하도록 하였으며, 각각의 기구조작 후 식염수로 충분한 근관 세척을 하였고, stainless steel #8 K-file을 이용하여 근단공 개방을 확인하였다.

Mtwo, RaCe, K3 기구는 300 r.p.m.의 일정한 속도로 회전하는 16:1 감속 핸드피스가 장착된 구동형 엔진 (X-smart; Dentsply-Maillfer, Ballaigues, Switzerland)을 사용하여 근관 성형 하였으며, 니켈 티타늄 파일의 사용은 5회 (5 canal)로 제한하였다.

각 기구의 기구조작 방법 및 순서는 Table 1에 요약되어 있다. 그룹 A는 Mtwo 파일을 사용하여 근관 성형 하였다. 제조사의 지시에 따라 모든 파일을 근관의 전체 길이로 사용 하였다. 엔진 구동형 nickel-titanium 파일로 근관 성형 시 근관 충전을 위해 통상적으로 .04 혹은 .06 taper 파일로 성형을 마무리 하는 임상적인 상황을 고려해 Mtwo 파일의 근관 성형은 #35/.04 파일로 마무리 하였다. 그룹 B는 RaCe 파일로 근관 성형 한 것으로, 제조사의 추천 사항 중 crown down 방법을 사용하였다. 모든 파일을 저항감 없이 삽입되는 곳까지 삽입하여, 최초 치근단 삭제 파일은 #25/.02 파일이었으며, #30/.06 파일로 근관 성형 마무리 하였다. 그룹 C는 K3 파일을 사용하였으며, 제조사의 지시에 따라 crown down 방법을 사용하였다. 모든 파일을 저항감 없이 삽입되는 곳까지 사용하였고, 최초 치근단 삭제 파일은 #20/.04 파일이었으며, #30/.06 파일로 근관 성형 마무리 하였다.

3. 근관 성형 후 이미지 중첩과 평가

근관 성형 후 메틸렌 블루(methylene blue)를 근관내 주입하고, 근관 성형 전과 동일한 위치에서 스캔하여, 근관 성형 후 이미지를 획득 하였다. 근관 성형 후 이미지 상에서 변화된 근관 만곡도를 측정하여 기록 하였다.

Image J 1.33 (National Institutes of Health Public Domain Program, USA)과 Photoshop 7.0 (Adobe, San Jose California, USA)을 이용하여 레진 모형

Table 1. 각 그룹별 파일 사용 방법 및 순서

Group		A	B	C
Instrument		Mtwo	RaCe	K3
Technique		single length	crown down	crown down
Sequence	1	#10 .04	#40 .10	#25 .10
	2	#15 .05	#35 .08	#25 .08
	3	#20 .06	#25 .06	#35 .04
	4	#25 .06	#25 .04	#30 .04
	5	#30 .05	#25 .02	#25 .04
	6	#35 .04	#25 .04	#20 .04
	7		#25 .06	#20 .06
	8		#30 .06	#25 .06
	9			#30 .06

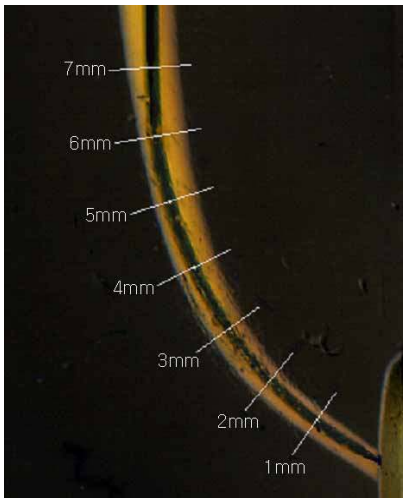


Fig. 5. 근관의 측정 부위

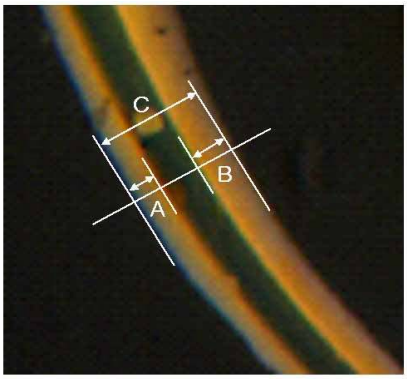


Fig. 6. A : 근관 외측 폭경의 변화량,
B : 근관 내측 폭경의 변화량,
C : 근관의 총 폭경

근관 상에 표시한 3개의 지시점을 기준으로 근관 성형 전·후 이미지를 중첩(subtract) 하고 평가하였다.

중첩된 이미지를 확대 후 치근단 측에서부터 1, 2, 3, 4, 5, 6 및 7mm 수준에서(Fig. 5) 근관 성형에 따른 근관의 외측 및 내측 폭경의 변화량, 삭제된 근관의 총폭경을 측정하였고, 중심 유지능(Centering ratio)을 공식에 의해 산출하였다(Fig. 6).

근관 성형시 파절된 파일과, 5회 사용 후 변형된 파일을 x10의 현미경을 사용하여 관찰하고 기록 하였다.

4. 통계분석

근관 성형 전·후 만곡도 변화와 중심 유지능의 차이의 유의성 검정을 위해 Duncan's test에 따른 One-way ANOVA를 시행하였다($p<0.05$).

Ⅲ. 연구 성적

1. 근관의 만곡도 변화

근관 만곡도 변화의 결과는 Table 2와 같다. Mtwo 파일로 근관 성형한 그룹에서 근관 성형 후 근관 만곡도가 감소하였으나, 다른 두 그룹과 유의성 있는 차이는 관찰되지 않았다($p>0.05$).

2. 근관 중심축의 변화량

근관 중심축 변화량의 결과는 Table 3과 같다. 치근단 1, 2, 3 및 7mm에서는 세 그룹 간 유의성

Table 2. Schneider 방법에 의한 근관 만곡도 측정

	Before instrumentation	After instrumentation	change
Mtwo (n=14)	144.65 ± 1.64	145.69 ± 1.78	0.83 ± 1.83
RaCe (n=14)	144.02 ± 1.28	143.70 ± 1.81	-0.33 ± 1.78
K3 (n=15)	144.62 ± 1.53	144.26 ± 1.46	-0.36 ± 1.85

Value are mean ± SD

Table 3. 근관 중심축 변화량

	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm	7mm
Mtwo (n=14)	0.20 ± 0.13	0.12 ± 0.11	0.13 ± 0.08	0.36 ± 0.10b	0.51 ± 0.10b	0.39 ± 0.07b	0.23 ± 0.13
RaCe (n=14)	0.13 ± 0.13	0.13 ± 0.12	0.08 ± 0.05	0.10 ± 0.07a	0.34 ± 0.08a	0.38 ± 0.07ab	0.20 ± 0.05
K3 (n=15)	0.19 ± 0.10	0.13 ± 0.06	0.12 ± 0.06	0.09 ± 0.08a	0.28 ± 0.05a	0.33 ± 0.05a	0.15 ± 0.06

Value are mean ± SD

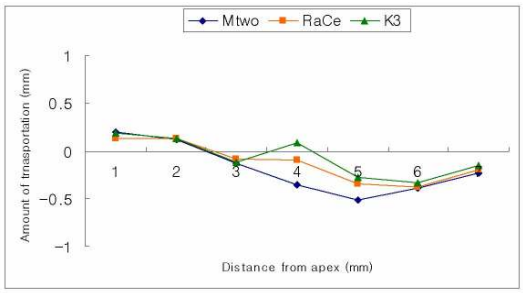


Fig. 7. 내, 외측으로의 근관 중심축 변화량

있는 차이가 관찰되지 않았으나($p>0.05$), 치근단 4와 5mm에서는 Mtwo 그룹이 다른 두 그룹에 비해 유의성 있게 높은 중심축의 변화량을 보였으며, 6mm에서는 Mtwo 그룹이 RaCe와는 차이가 없으나 K3 그룹과 유의성 있는 차이를 보였다 ($p<0.05$).

Fig. 7은 중심 유지능 공식에서 절대값을 없애어 각 그룹의 근관 변위 방향을 그래프로 나타낸 것으로, 양의 값은 근관 외측으로의 변위를 나타내고, 음의 값은 근관 내측으로의 변위를 의미한다. 치근단 1, 2mm 에서는 모든 그룹에서 근관 외측으로의 변위를 보이나, 3mm 부터는 모두 근관 내측으로의 변위를 보였다. 그러나 K3그룹의 4 mm 부위에서는 근관 외측으로의 변위를 보였다.

3. 기구의 파절 및 영구 변형

기구의 파절과 영구변형에 대한 결과는 Table 4와 같다. Mtwo 그룹과 RaCe 그룹에서 각각 1개씩 파절되었고, K3 그룹에서는 파절이 발생하지 않았다. Mtwo 그룹의 경우 #35/.04 파일을 5회째 사용 시 파절이 발생하였고, RaCe 그룹의 경우 #30/.06 파일을 3회째 사용 시 파절이 발생하였다.

기구의 영구 변형은 파절되지 않은 5회 사용한 파일을 검사하였고, 이는 Table 4와 같다.

Table 4. 파절되거나 영구변형된 기구의 수

	Fractured	Deformed
Mtwo	1	2
RaCe	1	1
K3	0	0

Ⅳ. 총괄 및 고안

이 연구의 목적은 엔진 구동형 Mtwo nickel-titanium 기구의 근관 성형능력을 평가하기 위함이었다. 이 연구에서 다른 두 개의 파일인 K3와 RaCe는 모두 만곡된 근관에서 원래 근관의 만곡을 잘 유지하고 사용하기 안전하다는 많은 보고가 있기 때문에, Mtwo 파일과의 근관 성형능력을 비교하기 위해서 사용되었다.[14-19)]

이 연구는 투명한 레진 블록을 사용하여 제한되고 조절된 실험적 환경 하에서기구의 성형 능력을 평가하였다. 이러한 레진 모형 근관의 사용은 실제 치아와 표면 특성, 경도, 횡단면 등에서 차이가 있기 때문에 근관 내 기구의 활동을 반영하는 것은 아니다.[13)] 그러나 레진 모형 근관을 사용하면 근관의 크기와 만곡도, 형태를 고안할 수 있고, 표준화 할 수 있으며, 투명 레진을 사용하

기 때문에 기구조작을 시각적으로 확인 할 수 있다.[20-22] 또한 레진 블록은 서로 다른 기구 간 성형 능력을 직접적으로 비교 가능하게 한다는 장점이 있다.[13]

이 연구에서는 K-file을 사용하지 않았는데, 앞서 연구된 많은 결과에서 심한 만곡을 갖는 근관 성형시 stainless steel 파일인 K-flexofile의 어려움을 보고한바 있어[7-12] 본 연구에서는 stainless steel 파일은 실험군에 포함시키지 않고 nickel-titanium 파일만으로 실험군을 구성 하였다.

Nickel-titanium 파일은 응력을 받아서 변형되면 martensite 상태로 바뀌며, 이 상태에서는 영구적인 변형이 일어나거나 파절에 취약해진다. Bonetti 등[23]은 기구의 수명은 한정되어 있기 때문에 5회 정도 사용하고 난 후에는 교체해 주어야 한다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 파일의 사용 횟수를 5회로 제한하였다.

본 연구에서 정도의 차이는 있지만 모든 그룹에서 근관 중심축의 변위가 만곡 근관의 치근단 부위인 치근단 1, 2mm 에서는 만곡의 외측 방향으로 발생하였고, 만곡이 시작되는 중간부인 치근단 3-7mm에서는 4mm의 K3 그룹을 제외하고는 만곡의 내측방향으로 발생하였다. 이러한 결과는 nickel-titanium 파일을 사용한 다른 연구와 일치하였다.[24-26] 이는 Ni-Ti 파일 자체의 탄성 한계로 인해 Ni-Ti 파일의 펴지려는 성질이 발생하여, 근관의 만곡을 그대로 유지하지 못하고 직선화시키면서 삭제하는 경향이 나타난 것으로 볼 수 있다. Yun과 Kim 등[27]은 4개의 nickel-titanium instruments를 비교한 연구에서 이와 일치하는 결과를 보고 하였고, 특히 ProTaper가 ProFile, GT Rotary, Quantec 그룹에 비해 근관 중간부위인 치근단 3mm에서 근관 내측으로의 삭제량이 많으며, 이는 ProTaper 그룹에서 감소된 근관 만곡도와 같은 현상으로 설명될 수 있다고 하였다.

Jo 등[28]의 연구에 따르면 작업장 변화의 가장 큰 원인은 근관 만곡도의 변화라고 하였고, 근관 만곡도의 감소가 작업장 감소를 야기한다고 하였으며, 근관치료 도중 이러한 작업장의 감소가 발생시, overinstrumentation과 overfilling이 발생하여 근관 성형상의 오류와 치근단 병소의 치유 지연을 야기한다고 하였다.

본 연구에서 Mtwo 그룹의 경우 치근단 부위에서의 근관의 만곡 내, 외측으로의 변위량은 다른 그룹과 유의성 있는 차이가 없으나 근관의 중간 부위에서의 근관 내측 변위량이 다른 그룹에 비해 유의성 있게 크게 나타났다. Bryant 등[25]은 Profile의 근관 성형 능력 연구 결과, 보다 유연성이 덜한 .06 taper가 .04 taper에 비해 치근단에서의 근관 외측으로의 삭제량과 근관 중간부위에서 내측 삭제량이 더 크다고 하였고, Yun과 Kim 등[27]도 ProTaper가 다른 파일 그룹에 비해 근관 중간 부위의 내측 삭제량이 큰 것은 파일이 상대적으로 두껍기 때문이라고 하였다. 본 연구에서 Mtwo 파일의 근관 성형시 최종 치근단 파일은 다른 그룹에 비해 한 단계 큰 #35/.04 파일을 사용하였고, 따라서 이것이 중간 부위에서 유의성 있게 큰 내측 변위량에 영향을 끼쳤다고 생각된다. 또한 Mtwo 그룹에서 중간부위의 유의성 있게 큰 내측 변위로 인해, RaCe나 K3에 비해 더 직선적인 근관이 형성 되어 근관 만곡도의 감소가 관찰되었다. 하지만 만곡도의 변화량이 매우 적고 다른 두 그룹과 통계학적 유의성 있는 차이가 없기 때문에 주의 깊게 사용된다면 근관장 감소와 같은 성형상의 문제없이 원래 근관을 잘 유지하며 사용될 수 있다고 생각된다.

엔진 구동형 nickel-titanium instruments의 많은 장점에도 불구하고, 이러한 파일의 사용시 파절이나 변형에 대해 고려해야 한다. 비록 nickel-titanium 파일이 stainless steel 파일에 비해 강하고 더 유연하다고 하나,[6] nickel-titanium instruments의 경우 탄성 한도 내에서 또한 눈에 보이는 영구 변형의 소견 없이 파절되는 경향이 있다.[29,31] 회전하는 기구의 파절은 두 가지 다른 방법에 의해 발생하는데, 첫 번째는 torsional fracture로 shank가 지속적으로 회전하는 동안 기구의 tip이 근관 내 박혀 발생하는 것으로 파절을 위해 충분한 torque가 필요하며,[13,29] 대개 기구의 영구적 변형을 동반한다.[30] 반복적인 압축-인장 응력에 의해 야기되는 cyclic fatigue는 nickel-titanium instruments의 파절에 중요한 역할을 하며,[30-32] 이러한 파절은 항복강도보다 훨씬 낮은

응력 하에서 조차 발생할 수 있다. 본 연구에서 기구의 파절은 Mtwo와 RaCe 그룹에서 각각 1개씩 발생하였으며, K3 그룹에서는 발생하지 않았다. Mtwo의 경우 #35/.04 파일 사용 시 파절이 발생하였고, RaCe의 경우 #30/.06 파일 사용시 파절이 발생하여 두 그룹 모두 사용한 가장 큰 크기의 파일이 파절되었다. Gambarini[33]는 근관의 최대 만곡 부위에서 기구의 직경이 증가하면 파절에 필요한 시간이 감소되는 것으로 적은 taper의 파일이 큰 taper의 파일에 비해 cyclic fatigue에 대한 저항이 유의성 있게 크다고 보고 하였다. 따라서 파절을 위해 필요한 시간은 기구의 직경에 반비례 한다.[10] Plotino 등[34]은 근관 내 에서 기구가 회전 할 때, 기구의 중심축을 제외한 부위에서는 반복적인 압축 또는 인장 응력이 가해지며, 이러한 응력은 중심축으로 멀어 질수록 증가하기 하기 때문에 큰 직경의 기구가 작은 것에 비해 cyclic fatigue에 의한 영향을 더 많이 받는다고 하였다.

본 실험에서 기구의 변형은 Mtwo와 RaCe 그룹에서 각각 2개, 1개씩 발생하였다. 비록 Pruett 등[31]은 기구가 눈으로 보이는 결함 없이도 파절될 수 있기 때문에 기구를 눈으로 검사하는 것은 의미가 없다고 하였으나, 기구의 작업부에 대한 주의 깊은 관찰로 영구 변형을 찾아내어 이러한 기구를 사용 전에 제외하는 것은 파절을 감소시키기 위한 중요한 방법이라고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 만곡된 근관에서 엔진 구동형 nickel-titanium instruments인 Mtwo 파일의 근관 성형 능력을 평가하고자 만곡된 레진 모형 근관에서 Mtwo를 포함한 세 종류의 nickel-titanium instruments로 근관 성형 후 근관 성형능력을 비교 하였고, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 그룹에서 근관의 치근단 부위에서는 만곡의 외측으로 변위가 발생하였고, 근관의 중간 부위에서는 K3 그룹의 4mm 부위를 제외하고 만곡의 내측으로 변위가 발생하였다.
2. Mtwo 그룹의 경우, 치근단 부위에서의 근관 외측 변위는 다른 두 그룹과 유사하였으나, 근관의 중간 부위에서의 근관 내측 변위는 다른 두 그룹에 비해 유의성 있게 컸으며($p<0.05$), 이로 인해 만곡도의 감소가 관찰되었으나 이는 다른 두 그룹과 유의성 있는 차이를 보이지 않았다($p>0.05$).
3. K3 그룹을 제외하고 Mtwo와 RaCe 그룹에서 각각 1개씩 기구의 파절이 발생하였고, Mtwo에서 2개, RaCe에서 1개의 기구 변형이 관찰되었다.

참 고 문 헌

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am 1974;18:269-296.
2. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. Dent Clin North Am 1967;11:723-744.
3. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. Oral Surg Oral med Oral Pahtol Oral Radial Endod 1992; 74:499-507.
4. Skidmore AE, Bjørondal AM, Iowa IC. Root canal morphology of the human mandibular first molar. Oral Surg Oral med Oral Pahtol Oral Radial Endod 1971;32:778-784.
5. Schneider SW. A comparison of canal preparation in straight and curved root canals. Oral Surg Oral med Oral Pahtol Oral Radial Endod 1971;2:271-275.
6. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod 1988;14:346-351.
7. Espito Pt, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod 1995;21:173-176.
8. 박한수, 이민구, 김종진, 이종엽. Profile을 이용한 만곡근관 형성시 근관형태에 관한 연구. 대한치과보존학회지 1999;24:633-637.
9. 고현정, 백승호. 수종의 Engine-driven Ni-Ti file과 stainless steel K-file을 이용한 근관 형성 후 근관의 조직형태학적 변화에 대한 연구. 대한치과보존학회지 2002;27:612-621.
10. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated canals. Part 1. International

Endodontic Journal 1997;30:1-7.
11. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotaty nickel titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated cureved root canals. Oral Surg Oral med Oral Pahtol Oral Radial Endod 2001;92:215-220.
12. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruemts compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. International Endodontic Journal 2002;35:505-513.
13. Peter OA. Current challenges and conceptsin the preparation of root canal systems: a review. J Endod 2004;30:559-571.
14. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. International Endodontic Journal 2003;36:199-207.
15. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. International Endodontic Journal 2004;37:229-238.
16. Ayar LR, Love RM. Shaping ability of ProFile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in variable tip sequence in simulated curved root canals. International Endodontic Journal 2004;37:593-601.
17. Paqué F, Musch U, Hülsmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. International Endodontic Journal 2005;38:8-16.
18. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canal. Journal of Endodontics 2005;31:460-463.
19. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. Journal of Endodontics 2005;31:373-375.
20. Calberson FL, Deroose CAJ, Hommez GM, Raes H, Demoor RJ. Shaping ability of GT™ Rotary Files in simulated resin root canals. International Endodontic Journal 2002;35:607-614.
21. Eldeeb ME, Boraas JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. International Endodontic Journal 1985;18:1-7.
22. Lim KC, Webber J. The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. International Endodontic Journal 1985;18: 240-246.
23. Bonetti FI, Miranda ER, de Toledo LR, del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pre and postinstumentation. Journal of Endodontics 1998;24:461-464.
24. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. International Endodontic Journal 1998;31:259-267.
25. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of . 04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canal. International Endodontic Journal 1999;32;155-164.
26. Griffiths IT, Bryant ST, Dummer PM. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. International Endodontic Journal 2000;33:346-354.
27. Hyung-hwa Yun, Sung Kyo Kim. A Comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. Oral Surg Oral med Oral Pahtol Oral Radial Endod 2003;95:228-233.
28. Jeong-Im Jo, Myoung-Uk Jin, Yong Kyoung Kim, Sung Kyo Kim. Change of Working length in curved canals by various instrumentation techniques. 대한치과보존학회지 2006;31(1):31-35.
29. Martin B, Zelada G, Varela P et al. Factors influencing the fracture of nickel titanium rotary instruments. International Endodontic Journal 2003; 36:262-266.
30. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defect in nickel titanium endodontic rotary files after clinical usage. Journal of Endodontics 2000;26: 161-165.
31. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics 1997;23:77-85.
32. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics 1999;25:434-440.

33. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. International Endodontic Journal 2001;34:386-389.

34. G. Plotino, N. M. Grande, E. Sorici, V. A. Malagnino, F. Somma. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti instruments. International Endodontic Journal 2006;39:716-723.

Correspondence to : Mi-Kyung Yu
Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Chonbuk National University,
Geumam-Dong, Deokjin-Gu, Jeonju, Jeonbuk, 561-712, Korea.
Tel: + 82-63-250-2119
Fax: + 82-63-250-2129
E-mail: mkyou@hanmail.net

- ABSTRACT -

A Study on the Shaping Ability of Three Different Rotary Nickel-Titanium Instruments in Simulated Curved Root Canal

Kyoung-A Kim, Seong-Min Chon, Su-Mi Kwon, Kwang-Won Lee, Mi-Kyung Yu*

Department of Dentistry, School of Dentstry, Chonbuk National University

Ⅰ. Objectives

The purpose of this study was to compare the shaping ability between the single length technique performed with Mtwo instruments (VDW, Munich, Germany) and the crown-down technique using K3 (SybronEndo, West Collins, CA, USA) and RaCe (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) instruments.

Ⅱ. Materials & Methods

Forty five curved canals in resin blocks were equally divided in to three groups. Group 1 (Mtwo) was instrumented used the full length of canal according to the manufacturer's instructions. The simulated canals was prepared to an instrument size of 35, 0.04 taper canal terminus. In group 2 (Race) and group 3 (K3) was instrumented in a crown-down manner and prepared to an instrument size of 30, 0.06 taper canal terminus.

Pre- and post-instrumentation images were scanned and assessment of canal shape was completed with a computer image analysis program. Material removal was measured at 7 measuring points, beginning 1mm from the end point of preparation. Differenced of centering ratio were statistically analyzed using One-way ANOVA followed by Duncan's test.

Ⅱ. Results & Conclusion

There was no significant difference on 1, 2, 3 and 7mm measuring point. At 4 and 5 measuring point, significant difference showed between the Mtow instruments and other two instruments. ($p<0.05$)

Key words : Mtwo instrument, rotary nickel-titanium instrument, simulated curved canal, shaping ability