

만곡근관에서 엔진구동형 니켈-티타늄 근관형성기구와 Balanced force 방법을 이용한 근관형성후 근관형태의 변화에 관한 연구

국군 수도 병원 치과부 보존과

김진우

서론

근관형성과정은 근관치료에서 매우 중요한 과정으로 근관내의 모든 잔존 치수, 피사 산물, 세균 잔사 그리고 감염 상아질을 완전히 제거하는 것은 물론이고 원래의 근관형태를 유지하면서 근관을 확대해 근관 충진을 쉽게 하기 위한 단계이다¹⁾.

Buchanan²⁾에 의하면 근관형성과정의 목표는 위해작용이 없고, 근관을 완전히 세척해야하며, 근관을 균일하게 가늘어지게 형성해야하고, 근첨공 부위의 크기를 작게 그리고 위치를 원래대로 유지시키는 것이라 하였다.

근관 형성과 세척 동안에 세심한 주의를 기울이지 않으면 생물 기계적인 근관형성의 원칙에 벗어나게 되며, 이러한 실수와 속발증은 치료의 예후에 좋지 않은 영향을 미치게 되므로 근관을 안전하고 효율적으로 형성할 수 있는 술자의 능력이 필요하다³⁾.

Weine⁴⁾은 어떤 종류의 근관형성기구나 근관형성방법을 사용하건 간에 근관형태에 변형을 주는 것은 피할 수 없으며, 만곡근관에서 근관형성을 하면 대부분의 방법에서 zipping 이나 hour-glass 형태가 나타나고, 이런 현상은 file 을 미리 구부려서 근관을 형성했는가에 관계없이 일어난다고 하였다.

크기가 큰 기구를 사용할수록 근관을 직선화하려는 경향이 심해져 ledge, strip perforation, zipping, canal transportation 등이 생기게 되며^{5,6)}, 만곡근관에서의 이런 문제점을 줄이기 위하여 여러 가지 방법^{6,7,8,9,10)}이 제안되었다.

근관형성시간을 단축시키고, 그 과정을 단순화하며 술자의 피로를 줄이기 위해 엔진과 연결된 자동화된 기구가 개발되었다. 그러나 만곡근관에서 엔진구동형 기구를 사용했을 때 발생하는 문제점은 수동식 기구나, 음파 또는 초음파 기구를 사용할 때와 마찬가지로, 상아질에 ledge가 형성되거나, 근관측벽의 stripping, 치주인대강으로의 천공, 근첨공부위의 zipping과 기구파절 등을 들 수 있다. 이들 문제점은 오히려 수동식기구에서 보다 엔진구동형에서 빈도수가 더 많은 것으로 보고되기도 했다^{11,12,13,14)}. 이런 이유로 해서 만곡근관에서의 엔진구동형 기구는 한동안 금기시 되었었다.

1975년 Civjan¹⁵⁾이 치과계에 니켈-티타늄의 도입을 제안한 이래 1988년 Walia 등¹⁶⁾은 스테인리스강으로 만든 file 보다 탄성적 유연성(elastic flexibility)이 2-3 배크고, torsional fracture에 대한 저항력이 큰 니켈-티타늄 합금으로 만든 #15 file을 만들어 보고하였다.

Serene 등¹⁷⁾의 연구에 의하면 #45 니켈-티타늄

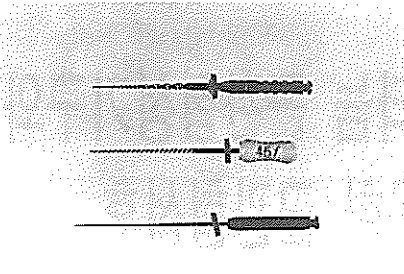


사진 1. 실험에 사용한 세가지 근관형성기구
(위 : Quantec.중간 : Flex-R file
아래 : Lightspeed)

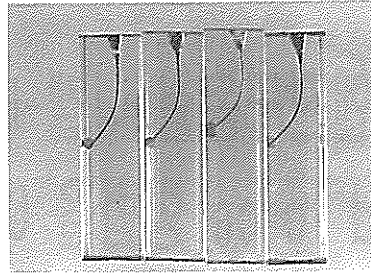


사진 2. 근관형성전의 근관의 형태

file 은 #25 스테인리스강 file과 같은 탄성적 유연성 (elastic flexibility)이 있고, #35 니켈-티타늄 file은 스테인리스강 file보다 torsional fracture에 있어 10 배 이상 강하다고 보고하였고, 재료의 유연성으로 인하여 만곡근관 확대시 근관의 변위정도를 감소시키며, 재래식 file보다 적어도 20%이상 빠르게 근관 확대를 할 수 있다고 주장하였다.

이렇게 근관치료분야, 특히 근관형성기구에 니켈-티타늄이 도입되면서 엔진구동형 기구를 이용한 근관형성 방법에 많은 발전과 개선이 급속도로 이루어지고 있으며, Profile .04 taper series 29 (Tulsa dental products, USA), Lightspeed (Lightspeed technology Inc., USA), Quantec series 2000 (NT Co., USA)등이 사용되어지고 있으나 아직까지 이에 대한 보고는 거의 없는 실정이다.

이에 본 연구에서는 만곡근관에서 엔진구동형 니켈-티타늄 근관형성기구인 Lightspeed 와 Quantec 그리고, 만곡근관형성에 유용한 것으로 보고된 바 있는 balanced force technique을 이용한 Flex-R file 을 사용해 근관형성한 후 근관형태의 변화를 비교 평가하여 그 결과를 보고하는 바이다.

실험 재료 및 방법

1. 실험재료

약 30도의 만곡을 가진 Endo-VU (model 001-

curved, Richard W. Pecina & Associates. Inc., IL, USA) resin block 45개를 15개씩 3개군으로 나누어 실험을 시행하였다.

제1군 : Flex-R file(Moyco Technologies, Inc. PA, USA)로 balanced force technique 을 이용해 근관형성

제2군 : Engine-driven

Nickel-Titanium rotary instrument 인 Lightspeed (Lightspeed Technology Inc., San Antonio, USA)를 이용해 근관형성

제3군 : Engine-driven Nickel-Titanium rotary instrument인 Quantec (NT Co., USA)을 이용해 근관형성

2. 실험방법

각 resin block은 Methylene blue를 근관내에 주입하고 Zedmed 수술용 현미경(Zedmed/Kal Caps, USA)으로 5배의 배율로 근관형성전 형태를 관찰, 촬영하고, #10 file로 resin block의 근관장을 각각 측정 기록하였다.

Balanced force technique

Flex-R file을 이용해 Sabala¹⁸⁾의 방법에 따라 #45 까지 근관을 확대하였다.

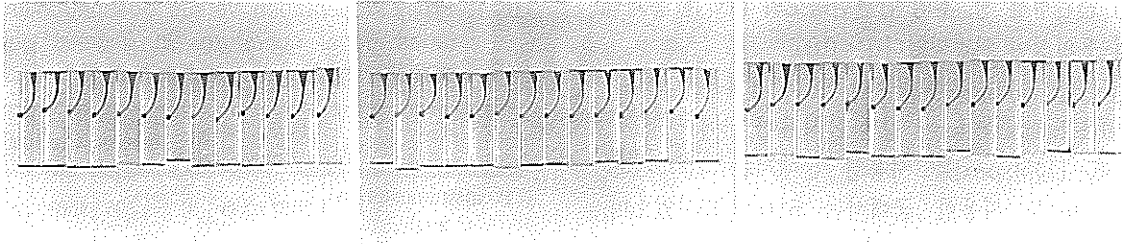
Lightspeed 를 사용한 군

제조회사의 지시대로 #20-#80 까지의 기구를 750 rpm 의 일정한 속도로 gentle advance and with draw motion으로 사용하였다.

#35까지 근관장길이로 확대를 하고 step-back 은 0.5 mm 단계로 #80 까지 하였다.

Quantec 을 사용한 군

Quantec series 2000 engine file을 사용한 근관형성은 Nm uP-1500 전기모타(Nouvag Co., Swiss)에



Balanced force technique with Flex-R file

Lightspeed.

Quantec

사진 3. 근관형성후의 각군별 근관의 형태

70 : 1로 감속되는 Nouvag handpiece(Nouvag Co., Swiss)를 연결해 사용하였다.

먼저 #15 file이 근관장까지 들어가게 한 다음 #1 Quantec file로 근관의 입구를 확대(orifice opener)하였다. #2 file로 근관장까지 근관을 확대하고 이 때 근관장까지 file이 들어가지 않으면 #1 file 과정을 반복하였다. #3, #4, #5, #6, #7, #8의 순서대로 근관장까지 확대하였다. #25 니켈-티타늄 hand file (Brasseler Co. USA)로 근관장까지 확인하였다.

근관확대시 모든 군에서 RC-Prep (Premier Dental Products Co., PA, USA)을 사용하였으며 근관세척은 28 gauge Maxi-Probe (MPL Technologies, Franklin Park, IL, USA)를 이용해 증류수로 시행 하였다.

1. 근관형성 전, 후의 근관만곡도 변화

세 군 모두 근관형성을 완료한 후에 Zedmed 수술용 현미경에서 5배 확대하여 근관의 확대된 형태를 관찰 및 사진촬영을 한 후 IBM 호환 pentium PC에서 Windowvision II (두인 전자, Korea), Adobe photoshop 3.04 (Adobe System Incorporated, Mountain View, CA, USA)과 Sigma Scans 1.20 (Jandel Scientific Software, San Rafael, CA, USA)을 이용해 Schneider¹⁹⁾의 방법에 따라 근관확대 전, 후의 근관만곡도를 측정하여 그 변화를 비교 분석하였다.

통계처리를 위해 각 군별 근관확대 전, 후의 근관

만곡도의 변화는 paired t-test, 각 군간의 근관형성 후 근관만곡도의 변화율(% change) 차이는 ANOVA 방법으로 유의성을 검증하였다.

2. 근관형성 소요시간

근관장을 결정한 다음부터 근관형성이 완료되는데 소요되는 시간을 각 군 공히 초시계로 측정하였다. 통계처리를 위해 Student-Newman-Kleus방법으로 유의성을 검증하였다.

3. 근첨부의 변형과 기구파절

근첨부 3mm를 Zedmed 수술용 현미경에서 20배의 고배율로 촬영하여 근첨부의 ledge, elbow, zip, hour-glass 형태의 근관, apical transportation을 관찰하고, 근관형성중 기구의 파절이 있으면 기록하였다.

실험결과

근관형성 전, 후의 근관만곡도(°) 차이는 표 1과 같이 balanced force 방법을 사용한 군에서 근관형성 전 30.97±3.39에서 근관형성후 29.29±3.59로, Lightspeed를 사용한 군에서는 근관형성전 31.73±2.96에서 근관형성후 30.57±2.95로, Quantec를 사용한 군에서는 31.03±2.82에서 29.25±2.79로 근관만곡도가 감소하였고, paired t-test결과 각각의 실험 군에

서 근관형성 전, 후의 근관만곡도의 변화는 통계학적 유의성이 인정되었다($P < 0.05$).

근관형성 전, 후의 근관만곡도의 변화율(% change)은 balanced force 방법을 사용한 군에서 5.52 ± 4.38 , Lightspeed를 사용한 군에서는 4.00 ± 3.49 , Quantec을 사용한 군에서는 5.90 ± 4.15 이었으며, ANOVA방법결과 각 군간의 통계학적 유의성이 인정되지 않았다($P > 0.05$).

근관형성시 소요된 시간(sec)은 표 2와 같이 balanced force 방법을 사용한 군에서 713.4 ± 118.4 , Lightspeed를 사용한 군에서는 595 ± 188.2 , Quantec을 사용한 군에서는 443.5 ± 110.0 이었으며, Student-Newman-Kleus test 결과 통계학적 유의성이 인정되었다($P < 0.05$).

근관형성도중 기구의 파절은 각 군 공히 1 건씩 있었으며, 근침부의 ledge, elbow, zip을 20배의 고배율로 관찰한 결과는 표 3과 같이 ledge 형성은 balanced force 방법을 사용한 군에서 1 건, Quantec을 사용한 군에서 1 건이었으며, apical transportation은 balanced force 방법을 사용한 군에서 1 건, hour-glass 형태의 근관은 Lightspeed를 사용한 군에서 1 건, Quantec을 사용한 군에서 2 건이었으며, elbow/zip은 balanced force 방법을 사용한 군에서 1 건 관찰되었다. 각 항목별 실험군간의 통계학적 유의성은 인정되지 않았다($P > 0.05$).

총괄 및 고안

과거의 근관치료에 대한 토론은 주로 근관내에서 사용되는 약제에 관한 것이었지만, 오늘날 대부분의 학자들은 성공적인 근관치료여부는 근관치료 전의 근관형성과정에 달려있다고 주장하고 있다.

따라서 근관형성방법과 근관형성기구에 대한 많은 연구가 있어왔고, 최근 들어 근관형성기구분야에서 두가지 중대한 혁신이 있었는데, 근관형성기구의 삭제날의 끝을 개량한 것¹⁹⁾과 탄소강이나 스테인리스강이었던 기구의 소재를 유연성이 매우 좋은 니켈-티타늄 합금으로 대체한 것이다²⁰⁾.

표 1. Preinstrumentation versus postinstrumentation canal curvature (in degree) and percent change of canal curvature

	Balanced force	Lightspeed	Quantec
preinstrumentation angle	30.97 ± 3.39	31.73 ± 2.96	31.03 ± 2.82
postinstrumentation angle	29.29 ± 3.59	30.57 ± 2.95	29.25 ± 2.79
difference	1.71 ± 1.40	1.29 ± 1.10	1.86 ± 1.31
% change	5.52 ± 4.38	4.00 ± 3.49	5.90 ± 4.15

표 2. Instrumentation times (sec)

	Balanced force	Lightspeed	Quantec
instrumentation time	713.4 ± 118.4	595.0 ± 188.2	443.5 ± 110.0

표 3. Incidence of clinical complications

	Balanced force	Lightspeed	Quantec
ledge	1	0	1
apical transportation	1	0	0
hour-glass	0	1	2
elbow / zip	1	0	0
instrument fracture	1	1	1

Roane등⁶⁾에 의해 개발된 balanced force 방법좁고 만곡된 근관에서 기구를 구부리지 않은 채로 시계방향과 반시계방향으로 회전시켜 근관을 형성하는 것으로, 이를 위해 k-file의 날 끝을 변형시킨 Flex-R file을 사용하며, Powell 등²¹⁾에 의해 기구 조작이 용이하고, 근관의 transportation 빈도가 감소한다고 보고된 바 있다.

Southard등²²⁾은 Unitek k file로 balanced force 방법을 이용해 근관을 형성한 뒤 원래의 근관내에 file이 위치한 비율을 조사한 결과 #25까지는 실험군의 96%, #40까지는 실험군의 80%, #45까지 근관을 확



사진 4. Quantec을 사용한군에서 관찰된 ledge
(× 20)

대할 경우 실험군의 40%로 감소하므로 #40 까지만 근관을 확대할 것을 권장하였다.

본 실험에서 balanced force 방법을 사용한 군은 다른 두 군에 비해 삭제된 레진 잔사가 근침부에 많이 축적되었는데, 이는 balanced force 방법이 다른 두군에 비해 근관형성시 발생하는 삭제된 레진잔사를 근관 밖으로 배출시키는 능력이 떨어지기 때문일 것으로 사료된다.

Gambill등²³⁾은 니켈-티타늄 기구는 같은 크기의 스테인리스강 기구보다 탄성적 변형의 범위가 넓고, 유연성이 좋아서 만곡된 근관에서 근관벽에 측방력이 덜 가해지게 된다고 하였다. 그러나, 니켈-티타늄 합금은 스테인리스강과는 물리적 특성이 많이 달라서, 다른 많은 제래식 근관형성 방법에서처럼 니켈-티타늄 file 을 미리 구부릴 수 없고, 스스로 직선화하려는 경향이 있어, 부적절하게 사용되면 만곡된 근관을 직선화시키게 되므로, 스테인리스강 기구의 특성에 맞게 개발된 종전의 근관형성방법이 니켈-티타늄 기구에도 적합할지는 의문시된다고 하고 니켈-티타늄 기구를 사용하는 가장 좋은 방법은 reaming과 filing 방법을 혼용하는 것으로 치근단 1/3에서는 reaming 방법을 치관부 2/3에서는 filing 방법을 사용하는 것이 좋다고 하였고, Vessey등^{24,25)} 여러 학자들도 같은 제안을 하였다. 따라서 니켈-티타늄 기구의 물리적 특성에 적합한 효율적인 근관형성방법에 대한

많은 연구들이 있어왔고, 최근 들어 엔진 구동형 니켈-티타늄 근관형성기구들이 개발되어 평가되고 있다.

1989년 Wildey와 Senia²⁶⁾는 기존의 file 형태와는 상당히 다른 Canal Master instrument를 개발하였다. 이 새로운 기구는 만곡근관에서 기존의 기구보다 좀 더 등근 형태의 근관을 형성할 수 있으며, transportation 양이 적다고 보고되었으나^{27,28)}, 삭제 날의 마모가 쉽게 되는 것과 기구파절이 단점으로 지적되었다^{29,30)}. 이런 물성을 보완하기 위해 삭제 날의 형태를 개량하고, 니켈-티타늄 합금을 사용한 Ni-Ti Canal Master "U" (CMU-hand)가 개발되었고, 최근에 엔진구동형인 Lightspeed 가 시판되고 있다.

Lightspeed는 noncutting pilot tip, 1-2 mm 로 길이를 최소한으로 줄인 삭제날, 23-24 mm 로 긴 유연한 shaft 등 만곡근관에 사용하기 위해 고안되었고, 전기모터 핸드피스나 감속기어가 장착된 핸드피스에 장착해 750 - 2000 rpm의 속도로 사용되며, Marsicovetere등³¹⁾은 Lightspeed를 이용해 근관의 transportation 을 줄이면서 근관을 좀더 등글게 형성할 수 있다고 하였다. 또한 Lightspeed에 대한 형태학적 분석을 통해 기구의 크기가 증가함에 따라 pilot tip 과 cutting flutes 의 크기만 커지는게 아니라 형태도 변하며, #40의 head직경이 #37.5보다 오히려 작고, #27.5와 #30, #37.5와 # 40, #45와 #47.5 head 직경은 유의할만한 차이를 보이지 않았다고 보고하였다.

Glosson등³⁾은 엔진구동형 니켈-티타늄 기구인 Lightspeed, CMU-hand, NT-Sensor file이 k-flex 나 Mity file보다 좀 더 등근 형태의 근관을 형성하였고, transportation 양도 적었다고 보고하고, 이것은 기구의 디자인과 니켈-티타늄 합금, reaming 방법을 사용했기 때문이라 하였다.

Tharuni 등³²⁾은 resin block 에서 k-file 과 Lightspeed를 사용해 근관형성 후 근관의 넓이 변화를 측정 한 결과, 근단부 1, 3 mm에서는 Lightspeed군이 넓이 변화가 적었으나, 근단부 5, 7mm에서는 두 군간에 유의할만한 차이가 없다고 하였고, elbow가 발생하는 빈도는 k-file군에서 100 %, Lightspeed 군에서는 18.18 % 라고 보고하였다.

본 연구에서 Lightspeed는 처음 사용하더라도 기구에 적응하는데 큰 어려움 없이 손쉽게 근관형성을 할 수 있었지만 file의 번호 크기가 2.5 씩 커져 근관형성 단계가 많아지므로 근관형성에 소요되는 시간이 길어지는 단점이 있으며, Marsicovetere 등의 보고와는 달리 #37.5에서 #40으로 근관을 확대할 때 저항감을 느낄 수 있었으며, 실지 이 단계에서 기구의 파절이 1건 있었다. 또한 근관형성후 근관의 형태변화를 관찰한 결과 hour-glass 형태의 근관이 1건 발견되어 다른 두군에 비해 근관의 형태변화가 발생하는 빈도 수가 적었으나, 통계학적 유의성은 인정되지 않았다.

Ni-Ti Mac file의 후신인 Quantec은 McSpadden이 개발한 것으로 slightly positive rake angle, noncutting "safe tip", unequally spaced radial lands 등을 특징으로 하며, #4 - #8 까지 tip의 크기는 일정한데 비해 taper는 .02에서 .06으로 단계적으로 증가해 삭제효율을 최대로 할 수 있고, 치관부쪽 근관을 많이 삭제할 수 있다. 제조회사의 지시에 따르면 Quantec은 모든 file을 천천히 조심스럽게 근관에 위치시켜야 하며, 샤프연필을 부러뜨릴 때의 힘보다 강한 힘을 가해서는 안되고, 회전속도는 350 rpm을 넘어서는 안되며, 치수강에서 근관입구로의 직선화된 경로를 확보해야 한다. Quantec의 file번호는 기존의 체계와 달리 1번에서 10번까지로 구성되어있고, file의 shank부위에 띠의 색깔과 수를 달리해 구분할 수 있게 되어있으며, 번호도 표시돼 있으나 쉽게 지워지는 단점이 있었다.

치관부쪽 근관을 확대하는 orifice opener로 사용되는 #1 file을 얼마나 잘 사용하는가가 Quantec을 이용한 근관형성의 성패를 좌우한다고 할 수 있을 정도로 #1 file의 단계가 중요하다고 생각된다. 처음 접했을 때 다루기 어렵지만 사용법에 숙달되면 근관형성에 소요된 시간을 비교한 결과와 같이 세 군중 가장 빨리 근관을 형성할 수 있었으며, 이는 세 군중 가장 삭제력이 우수하기 때문인 것으로 사료된다.

근침부의 master apical file(MAF)의 크기는 아직 논란의 대상이 되고 있다. El Deeb³³⁾은 스테인리스 강 file의 종류를 막론하고 MAF의 크기가 커

질수록 zipping 발생 빈도가 증가한다고 하였다. 근관형성시 생기는 이런 문제점을 최소화 하기 위해 만곡근관의 치근단부위 확대시 MAF file 크기를 #25 - #30으로 제한하였다. 그러나 Southard²²⁾과 Kerekes³⁴⁾은 작고, 만곡된 구치부 근관에서는 #25 또는 #30 file으로는 근침부를 적절히 청소할 수 없다고 보고 했으며, Haga³⁵⁾는 하악구치의 근심근관에서 #50 까지 확대를 하여야 근관을 적절히 세정할 수 있다고 보고하였고, Roane⁶⁾과 Baumgartner³⁶⁾은 모든 근관에서 MAF가 최소 #45가 되어야 한다고 주장하였다. 본 연구에서는 각 방법에 따른 근관형성을 한 뒤 그 결과를 비교하기 위해서 각 제조회사에서 권장하는 크기까지 근관을 형성하였다. 앞으로 이에 대한 많은 연구가 있어야 할 것으로 사료된다.

레진 표본에서 실험을 하면 상아질에서와 비교해 더 많은 양이 삭제되므로, 근관형태의 변화를 신속히 볼 수 있고, 비록 레진 표본에서의 근관형태 변화가 실제 치아에서의 변화와 일치할 수는 없지만, 근관의 형태, 크기, 만곡도등 표본을 표준화할 수 있어 근관형성기구의 근관형성능력을 직접적으로 비교할 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 레진 표본은 잔사가 더 많이 생겨 근관내에 축적되기 쉬우므로 실제치아에서 보다 ledge나 transportation이 더 쉽게 생기는 단점이 있어 레진 표본에서의 결과가 실제 치아에서도 그대로 재현되지는 않으리라고 생각된다.

본 실험결과 엔진구동형 니켈-티타늄 기구가 만곡된 근관에서 근관형성과정을 효율적으로 빠르게 하는데 도움을 줄 수 있고, 어느 한가지 근관형성 방법을 고수하는 것보다 여러가지 방법의 장점을 조합해서 사용하는 것이 합리적이라고 사료되며, 실제 임상치료과정과의 차이를 줄이기 위한 많은 노력이 있어야 할 것이다.

결 론

만곡근관에서 엔진구동형 니켈-티타늄 근관형성 기구인 Lightspeed 와 Quantec 그리고, Balanced force technique 을 이용한 Flex-R file을 사용해 근관 형성한 후 근관형태의 변화를 비교 평가하기 위

하여 약 30도의 만곡을 가진 45개의 Endo-VU resin block을 15개씩 3개군으로 나누어 근관형성하였다. 근관형성 후 Zedmed 수술용 현미경에서 5 배 확대해 근관의 확대된 형태를 관찰 및 사진촬영을 한 후, 다시 근침부 3 mm 를 20배의 고배율로 촬영하여 근침부의 ledge, elbow, zip, apical transportation 을 관찰하고, 근관형성 전, 후의 근관의 만곡도 변화를 측정 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근관형성 전, 후 근관의 만곡도를 비교한 결과 세 군 모두에서 근관만곡도가 감소하였다($P < 0.05$).
2. 근관형성 전, 후의 근관만곡도의 변화율(% change)을 비교한 결과 각 군 간의 통계학적 유의성이 인정되지 않았다($P > 0.05$).
3. 근관형성시 소요된 시간을 측정한 결과, Quantec 을 사용한 군, Lightspeed를 사용한 군, Balanced force 방법을 사용한 군 순으로 빨랐다($P < 0.05$).
4. 근관형성후 근관의 형태변화를 5배, 20배로 관찰한 결과 각 군간의 통계학적 유의성이 인정되지 않았다($P > 0.05$).

참고문헌

1. Weine F. Endodontic Therapy. St Louis ; CV Mosby. 1989 : 277
2. In : Buchanan LS. Cleaning and shaping of the root canal system. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 5th ed. St. Louis : CV Mosby. 1991 : 166
3. Glosson CR, Robert H. Haller, Brent Dove, and Carlos E. del Rio. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and k-flex endodontic instruments. J Endodon 1995 ; 21 : 146-151
4. Weine F, Kelly R, Lio P. The effect of preparation procedures on the original canal shape and on apical foramen shape. J Endodon 1975 ; 1 : 255-62
5. Mullaney YP. Instrumentation of finely curved canals. Dent Clin North Am 1979 ; 23 : 575-92
6. Roane J, Sabala C, Dumcanson M. The "Balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endodon 1985 ; 11 : 203-11
7. Goreig A, Michelich R, Schultz H. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. J Endodon 1982 ; 8 : 550-4
8. Abou-Rass M, Frank A, Glick D. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc 1980 ; 101 : 792-4
9. Walsh C, El Deeb ME, Messee HH. Effect of varying ultrasonic power on instrumentation time and prepared canal space. J Endodon 1987 ; 13 : 133-8
10. Chenail BL, Teplitsky PE. Endodontics in curved root canals. J Endodon 1985 ; 11 : 369-74
11. Weine F, Kelly R, Bray K. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endodon 1976 ; 2 : 298
12. O'Conall D, Brayton S. Evaluation of root canal preparation with two automatic endodontic handpieces. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1975 ; 39 : 298-303
13. Lehman JW, Gerstein H. An evaluation of a new mechanized endodontic device : The Endolift. Oral Surg 1982 ; 52 : 417-24
14. Michael H, Frank S. Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. J Endodon 1993 ; 19 : 141-145
15. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential application of certain nickel - titanium (nitinol) alloys. J Dent Res. 1975 ; 54 : 89-96
16. Walia H, Brentley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endodon 1988 ; 14 : 346-50
17. Seren TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium instruments-applications in Endodontics. Ishiyaku Euro America : 49-66
18. Sabala CL, Biggs JT. A standard predetermined endodontic preparation concept. Compend Contin Educ Dent 1991 ; 12 : 656-63
19. Schneider SW : A comparison of canal preparation in straight and curved root canals. J Oral Surg 1971 ; 32 : 271-5
20. Brankin GW, Nenckus CS, Ashrafi SH. Flexibility/torsional properties of nickel titanium and stainless steel files. J Endodon 1993 ; 19 : 193[Abstract]
21. Powell SE, Simon JHS, Maze BB. A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. J Endodon 1986 ; 12 : 293-300
22. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved root canals with the Roane technique. J Endodon 1987 ; 13 : 479-89
23. Gambill JM, Marden A, Carlos ER. Comparison of Nickel-Titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. J Endodon. 1996 ; 22 : 369-375

24. Vessey RA. The effect of filling versus reaming on the shape of the prepared root canals. *Oral Surg* 1969 ; 27 : 543-7
25. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S. A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. *J Endodon* 1975 ; 1 : 324-33
26. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique : preliminary report. *Oral Surg* 1989 ; 67 : 198-207
27. Gilles JA, del Rio CE. A comparison of the Canal Master endodontic instrument and K-type files for enlargement of curved root canals. *J Endodon* 1990 ; 16 : 561-5
28. Leseberg DA, Montgomery S. The effect of Canal Master, Flex-R and K-flex instrumentation on root canal configuration. *J Endodon* 1991 ; 17 : 59-65
29. Zuoio ML, Walton RE, Murgel CA. Canal Master files : Scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *J Endodon* 1992 ; 18 : 336-9
30. Massa GR, Nicholls JJ, Harrington GW. Torsional properties of the Canal Master instrument. *J Endodon* 1992 ; 18 : 222-7
31. Marsicovetere ES, Clement DJ, del Rio CE. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *J Endodon* 1996 ; 22 : 231-5
32. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. A comparison of canal preparation using the k-file and Lightspeed in resin blocks. *J Endodon* 1996 ; 22 : 474-476
33. El Deeb ME, Boras JC. The effect of different files on preparaton shape of severely curved canals. *Int Endod J* 1985 ; 18 : 1-7
34. Kerekes K, Tronstad L. Morphometric observations on the root canals of human molars. *J Endodon* 1977 ; 3 : 114-8
35. Haga CS. Microscopic measurements of root canal preparations following instrumentation. *J Br Endo Soc* 1968 ; 2 : 41-6
36. Baumgartner JC, Martin H, Sabala CL, Strittmatter EJ, Wildey WL, Quigley NC. Histomorphologic comparison of canals prepared by four techniques. *J Endodon* 1992 ; 18 : 530-4

-ABSTRACT-

A COMPARISON OF CANAL PREPARATION WITH TWO ENGINE-DRIVEN NICKEL-TITANIUM FILES AND BALANCED FORCE TECHNIQUE

Jin-Woo Kim, D.D.S., M.S.D.

Department of Conservative Dentistry, Capital Armed Forces General Hospital

The purpose of this study was to compare the canal preparation with two engine-driven nickel-titanium instruments (Lightspeed, Quantec), and balanced force technique with Flex-R file in a simulated curved canal. Forty-five canals in resin blocks were randomly divided into three groups. Before and after preparation, a record of each block was taken with Zedmed surgical microscope at 5 and 20 times magnification. The efficacy of the preparation was assessed by the change of root canal curvature, instrumentation time and incidence of clinical complications.

The results were as follows :

1. After preparation, root canal curvature was decreased in all three group
2. In the percentage change of root canal curvatures, there was not significant difference among the three groups.
3. Quantec group had the shortest preparation time, followed by Lightspeed group, and balanced force technique with Flex-R file group.
4. In the incidence of clinical complications, there was not significant difference among the three groups.

Key Word : balanced force technique, curved canal, engine-driven Ni-Ti rotary instrument