creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

치의과학박사 학위논문

전동 Ni-Ti 파일로 근관 성형 시 발생하는 6축 힘과 토크의 측정

2023년 2월

서울대학교 대학원

치의과학과 치과보존학 전공

이 형 우

전동 Ni-Ti 파일로 근관 성형 시 발생하는 6축 힘과 토크의 측정

지도교수 이 인 복

이 논문을 치의과학박사 학위논문으로 제출함
2022 년 12 월

서울대학교 대학원
치의과학과 치과보존학 전공
이 형 우

이형우의 박사 학위논문을 인준함
2023 년 1 월

위 원 장 _____ (인)

부위원장 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

국문초록

전동 Ni-Ti 파일로 근관 성형 시 발생하는 6축 힘과 토크의 측정

이 형 우

서울대학교 대학원 치의과학과 치과보존학 전공

(지도교수 이 인 복)

목 적

본 연구의 목적은, 유사한 size와 taper를 가진 수 종의 전동 Ni-Ti 파일의 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 피로 파절 저항성을 비교하고, 만곡 인공 근관에서 cyclic dynamic movement 시 발생하는 6축 힘과 토크를 분석하고자 하였다.

방 법

본 연구에서 사용된 4종의 전동 Ni-Ti 파일은 ProFile (Dentsply Sirona, Johnson City, TN, USA, #25/.06), ProTaper Gold F2 (Dentsply Sirona, #25/.08), ProTaper Ultimate F2 (Dentsply Sirona, #25/.08), HyFlex EDM Onefile (Coltène-Whaledent, Altstätten, Switzerland, #25/.08)이었다. 측정에 사용된 U-Mechnics Analyser (IB Systems, Seoul, Korea)는 6축 힘/토크 센서를 이용해 X, Y, Z 3방향으로의 힘(압축력 및 인장력)과 토크를 측정할 수 있다. 굽힘 저항성 및 비틀림 파절 저항성 측정은 ISO 3630-1에 따라 진행하였

다(n=10). 곡률이 다른 두 개의 인공 근관을 이용해 각각에 대한 회전 피로 파절 저항성을 측정했고, 각 근관 내에서 cyclic dynamic movement 시 발생하는 6축 힘과 토크를 측정하였다(n=10). 비틀림 및 피로 파절된 파일들은 주사전자현미경으로 그 파절 양상을 관찰하였다.

결 과

파일의 굽힘 저항성은 ProTaper Gold가 가장 컸으며, ProTaper Ultimate, ProFile, HyFlex EDM 순으로 작아졌다. 굽힘과 원위치로 회귀 시 토크값의 차이는 이력(hysteresis)을 의미하며, 최대 토크값 대비 최대 이력값의 비인 이력율(hysteresis ratio)은 HyFlex EDM이 가장 컸으며, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌다. 파일이 원위치로 회귀 시 토크값이 0이 되는 각도인 잔여각(residual angle) 또한 HyFlex EDM이 가장 컸으며, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌다. 비틀림 파절 저항성의 경우, ProTaper Gold가 가장 높았으나 파절까지의 회전각은 가장 작았고, HyFlex EDM이 파절까지의 회전각이 가장 컸다. 파절된 파일들의 측면 SEM 사진에서, HyFlex EDM이 가장 많이 비틀린 것을 확인할 수 있었다. 회전 피로 파절 저항성의 경우, 두 개 인공 근관 모두에서 HyFlex EDM이 가장 컸다. 이력율 및 잔여각과 회전 피로 파절까지의 회전수를 회귀분석 결과, 매우 높은 상관 관계를 확인할 수 있었다. Cyclic dynamic movement 실험에서 4종의 전동 Ni-Ti 파일들은 서로 다른 6축 힘/토크 값과 변화 패턴을 보였다.

결 론

유사한 size와 taper를 가진 수 종의 다른 전동 Ni-Ti 파일들은,

서로 다른 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 회전 피로 파절 저항성을 나타냈다. 만곡 인공 근관 내에서 cyclic dynamic movement 시 6축 힘/토크를 측정함으로써, 근관 내부에서 파일의 3차원적 위치 및 접촉점을 추정할 수 있었다. 이를 통해 근관 형성 형태 및 만곡 근관 추종성을 유추할 수 있었다.

주요어 : 전동 Ni-Ti 파일, 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 회전 피로 파절 저항성, 이력율, 6축 힘/토크
학 번 : 2020-33766

목 차

1. 서론 ····· 1
2. 재료 및 방법 ····· 5
2.1. 연구에 사용된 전동 **Ni-Ti** 파일
2.2. **Bending Resistance Test**
2.3. **Torsional Resistance Test**
2.4. **Cyclic Fatigue Resistance Test**
2.5. **Scanning Electron Microscope Analysis**
2.6. **6-axis Force/Torque Measurement during Cyclic Dynamic Movement**
2.7. 통계분석
3. 결과 ····· 9
3.1. **Bending Resistance Test**
3.2. **Torsional Resistance Test**
3.3. **Cyclic Fatigue Resistance Test**
3.4. **Scanning Electron Microscope Analysis**
3.5. **6-axis Force/Torque Measurement during Cyclic Dynamic Movement**
4. 고찰 ····· 13
5. 결론 ····· 21
6. 참고문헌 ····· 22
7. 표와 그림 ····· 26
Abstract ····· 53

표 목 차

Table 1. Rotary Ni-Ti files used in this study. ····· 27
Table 2. Bending, torsional and cyclic fatigue resistance of Ni-Ti files. ····· 28
Table 3. 6-axis forces and torques of Ni-Ti files at the low curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. ····· 29
Table 4. 6-axis forces and torques of Ni-Ti files at the high curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. ···· 30

그 림 목 차

Figure 1. U-Mechanics Analyser with schematic diagram. ····· 31
Figure 2. Apparatuses for (a) the bending resistance test, (b) the torsional resistance test, (c) the cyclic fatigue resistance test, (d) the cyclic dynamic movement test. ····· 32
Figure 3. Artificial root canal with (a) low curvature (radius = 6 mm), and (b) high curvature (radius = 3 mm) (unit: mm). ····· 33
Figure 4. Representative graphs of (a) bending resistance torque vs. rotation angle, (b) torsional resistance torque vs. rotation angle of files. ····· 34
Figure 5. SEM micrographs of cross sections of each original Ni-Ti file (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 35
Figure 6. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file

after torsional resistance test (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 36
Figure 7. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file after cyclic fatigue resistance test with the low curvature artificial root canal (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 37
Figure 8. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file after cyclic fatigue resistance test with the high curvature artificial root canal (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 38
Figure 9. SEM micrographs of original files (top), and separated instruments after torsional (middle) or cyclic fatigue resistance test (bottom) (x50). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 39
Figure 10. Reference point and coordinates in the 6-axis force/torque sensor. ····· 40
Figure 11. 3-axis forces vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the low curvature artificial root canal. (a) Fx, (b) Fy, (c) Fz. ····· 41
Figure 12. 3-axis torques vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the low curvature artificial root canal. (a) Tx, (b) Ty, (c) Tz. ····· 42
Figure 13. 3-axis forces vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the high curvature artificial root canal. (a) Fx, (b) Fy, (c) Fz. ····· 43
Figure 14. 3-axis torques vs. vertical position of Ni-Ti files during

cyclic dynamic movement at the high curvature artificial root canal. (a) Tx, (b) Ty, (c) Tz. ····· 44
Figure 15. Regression analysis of hysteresis ratio vs. residual angle. ····· 45
Figure 16. Regression analysis of NCF vs. hysteresis ratio (a) at low curvature artificial root canal, and (b) at high curvature artificial root canal. ····· 46
Figure 17. Regression analysis of NCF vs. residual angle (a) at low curvature artificial root canal, and (b) at high curvature artificial root canal. ····· 47
Figure 18. Analysis of Fx, Fz, and Ty generated by the Ni-Ti files in the low curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. (a) ProFile, and (b) ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM. ····· 48
Figure 19. Analysis of Fx, Fz, and Ty generated by the Ni-Ti files in the high curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. (a) ProFile, and (b) ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM. ····· 49
Figure 20. Position and contact points of each Ni-Ti file in the low curvature artificial root canal. (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 50
Figure 21. Position and contact points of each Ni-Ti file in the high curvature artificial root canal. (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM. ····· 51
Figure 22. Fx and Fz of the Ni-Ti files at the low/high curvature artificial root canals during cyclic dynamic movement. (a) Fx, (b) Fz. ····· 52

1. 서론

근관치료는 비가역적 치수 및 치근단 질환을 가진 치아를 대상으로 시행된다. 치수의 제거와 근관의 멸균 및 고밀도의 충전을 위해, 3차원적인 근관의 확대와 성형이 요구된다. 이러한 생체역학적 근관 형성(biomechanical root canal preparation)을 위해 다양한 파일과 적용 방법이 사용되었다. 초창기의 파일들은 stainless-steel로 제작되었으며, 삽입과 빼내는 동작 및 회전 동작이 손으로 직접 조작되었다. 이러한 수조작 파일은 1900년대 초에, 최초로 대량 생산되었다(1).

1990년대 초 전동 Ni-Ti 파일의 등장은 근관치료의 패러다임을 변화시켰으며, 현재까지도 지속적인 개선을 통해 치료의 효율과 성공률을 높이려 하고 있다. 전동 Ni-Ti 파일은 기존의 stainless-steel 수동 파일과 달리 초탄성(super-elasticity, SE)과 형상기억능력(shape memory effect)이 있기 때문에, 수조작이 아닌 모터를 통한 회전을 가능하게 했다. 이는 근관치료 전반에 걸쳐 시간적 효율성을 높였으나, 전동 회전 중에 파절이 될 수 있으며 여전히 만곡 근관 추종성을 해결하지 못하는 부분이 있다(2). 전동 Ni-Ti 파일의 파절에는 전동 파일의 끝이 근관 내에 물리면서 회전할 때의 비틀림 파절과, 만곡 근관 내에서 지속적인 회전 중에 발생하는 회전 피로 파절이 있다. 만곡 근관 추종성이 떨어진 결과는 ledge, zip, strip perforation, transportation 등이 있다. 그래서 현재까지 전동 Ni-Ti 파일의 발전은, 근관 형성 시간을 줄이기 위한 시간적 효율, 근관 형성을 완료하기 까지의 파일 수를 줄이는 삭제 효율, 충분한 세정이 가능하기 위한 형태적 효율, 높은 만곡 근관 추종성, 파절 저항성 등을 증가시키기 위한 방향으로 진행되어 왔다. 이를 위해 파일의 횡단면 모양의 변화(3), pitch와 flute의 변화(3), 절삭형 선단의 유무(3), taper의 변화(4) 등 기하

학적 형태의 변형, 합금의 조성상태 변화(5, 6), 파일 제작 방법의 변화(7), 표면처리 기술 도입 유무(8) 등이 있었다.

파일의 개선 방법이 다양한 만큼, 시장에 출시된 전동 Ni-Ti 파일의 종류가 매우 많기 때문에 2003년 Haapasalo 등(9)은 전동 Ni-Ti 파일을 총 다섯 세대로 분류하였고, 2022년 Ove A. Peters 등(10)은 더 세분화시켜 일곱 세대로 분류하였다. 최초의 1세대 전동 Ni-Ti 파일은 초탄성 합금으로 제작되었으며, 안전한 근관 형성을 위해 radial land를 가지고 있다. 2세대 전동 Ni-Ti 파일은 삭제력을 증가시키기 위해 radial land는 사라졌고 positive rake angle을 도입했다. 3세대는 만곡 근관 추종성을 향상시키기 위해 합금의 특성을 열처리로 변화시켰다. 금속의 열처리 결과 파일의 유연성이 높아져 초탄성 합금의 spring back effect로 생기는 ledge, zip, strip perforation, transportation 등이 감소하는 것으로 보고되었다. 또한 열처리를 통해 증가된 내구성은 피로 파절 저항성을 증가시키기 때문에, 이후 대부분의 Ni-Ti 파일들은 이 기술이 적용되었다. 4세대는 전동 Ni-Ti 파일을 reciprocating motion으로 사용하는 점이 특징이다. 이러한 구동 방식의 변화는 파일의 비틀림 파절 저항성을 증가시켰다. 5세대는 파일의 횡단면 모양을 off centered design으로 바꿨다는 점이 특징적이며, 6세대는 glide path를 형성하는 전동 Ni-Ti 파일을 의미한다. 두 세대 모두 taper lock effect와 screw-in effect를 줄여 비틀림 파절 가능성을 감소시키려 하였다. 7세대는 파일의 제작 방법을 변화시켰다. 기존의 grinding 제작 방식에서 꼬거나, 레이저로 절삭하기도 하고 혹은 wire blank에서 3차원적 형태를 제공하는 shape setting 기법을 적용하거나 표면의 electro-discharge machining (EDM) 처리 등 이전과 다른 제조 방법으로 제작된 파일들이 여기에 속한다. 이러한 세대별 분류법은 파일의 개선 방향을 의미하는 지표이기 때문에, 현재 시판되는 일부 전동 Ni-Ti 파일들

은, 1세대와 비교하여 횡단면 디자인, 합금의 열처리 방식, 파일의 제조 방법을 복합적으로 변화시켰기 때문에 특정 세대로 분류하기는 어렵다.

전통적으로 전동 Ni-Ti 파일의 만곡 근관 추종성 및 파일의 파절 저항성을 확인할 때는 실제 파일이나 수학적 유한요소분석을 위해 모델링한 파일을(11, 12) 대상으로 평가가 되며, 기계적 물성 평가 기준에는 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 회전 피로 파절 저항성 측정이 있다(13). 현재까지 다양한 파일을 비교한 여러 연구들도, 이 3가지 기계적 물성을 측정한 결과를 기반으로 하고 있다. 그러나 이 결과들이 임상에서 만곡 근관을 형성 시 발생하는 현상들을 명확하게 설명하지는 못한다. 실제로 만곡된 근관을 전동 Ni-Ti 파일로 확대 성형한 경우, 원래의 근관 형태와 다른 결과가 관찰되며 파일에 따라 다양한 결과가 나타난다(14, 15). 이는 회전하는 전동 Ni-Ti 파일이 만곡 근관 내부를 형성하는 동작 중에 복합적인 힘과 토크를 발생시키기 때문이다. 대표적으로 pecking motion 시 치근단 방향으로 발생하는 구동력인 screw-in effect를 예로 들 수 있다. 이 screw-in effect로 인해, 임상가는 전동 Ni-Ti 파일이 근관 내에서 작동하는 동안 치근단 방향으로 파일이 딸려들어가는 촉감을 느낄 수 있으며, 설정한 근관장 이상의 overextension을 유발할 수 있어서 임상에서 주의를 요한다. 이 현상은 Ni-Ti 파일의 장축 방향(Z-axis)에 대한 수직력 및 회전력과 관련된다. 반면 실제의 근관은 3차원적인 만곡을 갖기 때문에, screw-in effect처럼 장축 방향만이 아니라 X, Y, Z-axis에 대한 힘과 토크들을 모두 고려할 필요가 있다. 이는 3축으로 작용하는 압축 및 인장력과 각 축에서 발생하는 회전력으로 설명할 수 있기 때문에 6-axis force and torque라고 부를 수 있으며(16), 현재까지 만곡된 근관에서 움직이는 Ni-Ti 파일을 6축으로 분석한 연구는 전무하다.

현재까지 전동 Ni-Ti 파일로 형성을 완료한 만곡 근관의 형태의 분석

은 플라스틱 재료의 인공 근관이나 발치된 치아를 대상으로 진행되었다. 플라스틱 인공 근관은 투명하여, 형성 전과 후의 근관 형태를 중첩시켜 2차원에서 비교할 수 있다. 발치된 치아의 근관의 경우, 치아 자체 혹은 인상 채득한 근관을 절단시편화하여 2차원에서 비교할 수 있으며 micro-CT (micro computed tomography) 혹은 CBCT (cone beam computed tomography) 데이터를 이용하여 3차원 비교도 가능하였다(14). 2차원 분석은 한방향의 단층만 관찰이 가능하지만, 3차원 CT 데이터 분석법을 이용하면 이러한 단점을 해결할 수 있으며 고해상도의 이미지를 획득할 수 있다. 다만 두 방법 모두 근관을 형성하는 도중에 작용하는 힘과 토크에 대한 실시간 데이터를 얻을 수는 없다. 반면 만곡 근관을 형성 시 발생하는 6축 힘과 토크를 측정하면, 근관 형성 중의 전동 Ni-Ti 파일의 3차원적 위치 및 접촉점을 예측할 수 있으며, 이는 파일의 실제적인 움직임을 추적할 수 있다는 장점을 가진다.

이에 본 연구에서는 유사한 size와 taper를 가지는 수 종의 전동 Ni-Ti 파일들에 대해 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 회전 피로 파절 저항성을 측정하고, 만곡 근관 형성 시 발생하는 6축 힘과 토크를 분석하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1. 연구에 사용된 전동 Ni-Ti 파일

본 연구에서 사용한 4종의 전동 Ni-Ti 파일은 ProFile (#25/.06), ProTaper Gold F2 (#25/.08), ProTaper Ultimate F2 (#25/.08), HyFlex EDM Onefile (#25/.08)이다(Table 1) (17-20).

2.2. Bending Resistance Test

연구에 사용된 U-Mechanics Analyser (IB Systems, Seoul, Korea)의 구조는 Figure 1과 같다. 하부의 6축 힘/토크 센서는 X, Y, Z 3방향으로의 힘(압축 및 인장력)과 토크를 측정할 수 있다. 센서 상부에는 전동 Ni-Ti 파일의 선단을 고정할 수 있는 척과 jaw가 연결되어 있다. 장비의 상부에 연결된 척은 step 모터와 lead screw에 의해 수직 상하 운동이 가능하며, 또 다른 step 모터에 의해 시계/반시계 방향의 회전 운동이 가능하다. 여기에는 파일 또는 bending resistance test 모듈을 고정할 수 있으며, 상부의 척을 떼어내면 근관 치료용 핸드피스를 장착할 수 있다. GUI (Graphic User Interface)로 파일의 상하, 좌우 회전 운동을 조절할 수 있으며, 측정된 힘과 토크는 컴퓨터에 저장된다. 굽힘 저항성 측정은 국제표준 ISO 3630-1에 따라 진행했으며(21), U-Mechanics Analyser의 상부 척의 jaw에 bending resistance test 모듈을 장착하고, 하부 척의 jaw에는 전동 Ni-Ti 파일의 선단 3 mm를 수평으로 고정하였다(Fig.2-(a)). Bending resistance test 모듈의 회전팔(rotation arm)과 파일을 접촉시킨 상태에서, 시계방향으로 45° 회전(2 rpm)시키는 동안 파일이 굽어지면서 발생하는 토크를 측정하였다. 이후 bending resistance test 모듈을 원위치시키는 동안의 토크를 측

정하였다(n=10).

2.3. Torsional Resistance Test

비틀림 파절 저항성 측정 역시 국제표준 ISO 3630-1에 따라 시행했으며 (21), 2.2.에서 소개한 U-Mechanics Analyser (IB Systems)를 사용하였다. U-Mechanics Analyser의 상부 척의 jaw에는 전동 Ni-Ti 파일의 핸들 부위를, 하부 척의 jaw에는 전동 Ni-Ti 파일의 선단 3 mm를 고정하였다 (Fig.2-(b)). 상부 척에 연결된 step 모터를 2 rpm의 속도로 시계 방향으로 회전시켰다. 이 때, Ni-Ti 파일이 파절되는 순간까지의 회전각과 토크를 측정하였다(n=10).

2.4. Cyclic Fatigue Resistance Test

회전 피로 파절 저항성 측정을 위해 곡률이 서로 다른 2개의 인공 근관 블록을 제작하였다. Stainless-steel 직육면체 블록 내면에 인공 근관을 만들었으며 각각의 모양은 Figure 3과 같다. 곡률이 작은(소곡률) 인공 근관은 직경 1.5 mm, 가장 긴 직선 부분(입구 쪽)은 7 mm, 원호 위치의 외곽 곡률 반경은 6 mm, 원호는 90°이며 가장 짧은 직선 부분(출구 쪽)은 3 mm로 제작하였다(Fig.3-(a)). 곡률이 큰(대곡률) 인공 근관은 직경 1.5 mm, 가장 긴 직선 부분(입구 쪽)은 10 mm, 원호 위치의 외곽 곡률 반경은 3 mm, 원호는 90°이며 가장 짧은 직선 부분(출구 쪽)은 6 mm로 제작하였다(Fig.3-(b)). 2.2.에서 소개한 U-Mechanics Analyser (IB Systems)를 사용했으며, 장비의 상부에는 X-Smart Plus motor (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)를 연결하고, 하부 척의 jaw에는 상기 블록 하나를 고정하였다(Fig.2-(c)). 인공 근관 내부에는 전동 Ni-Ti 파일과의 마찰과, 그로 인한 열 발생을 감소시키기 위해 글리세린을 도포하였다(22). 전동

Ni-Ti 파일을 인공 근관 내부로 18 mm 삽입한 후, 각 파일 별 권장 rpm으로 X-Smart Plus motor를 이용하여 회전시켰다. 전동 Ni-Ti 파일이 파절되는 순간까지의 시간을 측정하여 그 때까지의 회전수를 계산하였으며, 파절된 파일 조각의 길이를 측정하였다. 파일의 파절은, 회전 중 기록된 수직력(Fz)이 급격히 감소하는 시점을 확인함으로서 이루어졌다. 동일한 실험을 다른 인공 근관 블록으로 교체한 후 반복하였다(n=10).

2.5. Scanning Electron Microscope Analysis

파절된 전동 Ni-Ti 파일들의 단면과 측면을 주사전자현미경(Apreo S, Thermo Fisher Scientific, USA)으로 촬영하였다. 또한 사용하지 않은 전동 Ni-Ti 파일을 대상으로 선단 3 mm에서의 횡단면적을 측정하였다. 직경 3 mm의 아크릴 몰드에 LuxaCore Z (DMG, Hamburg, Germany)를 채운 후 파일을 매몰시켰다. 매몰제가 경화된 이후 dismond disc (superflex fine, width 0.25 mm, EDENTA AG, AU, Switzerland)로 선단 3 mm를 제거하였다. 파일 각각의 단면을 주사전자현미경으로 관찰했으며, 레진과 금속 등 전자 산란율이 다른 두 가지 성분이 존재하므로, 각 단면을 백금으로 코팅하여 back-scattered mode로 촬영하였다.

2.6. 6-axis Force/Torque Measurement during Cyclic Dynamic Movement

근관 내에서 전동 Ni-Ti 파일이 상하/회전 운동 시 발생하는 6축 힘과 토크의 측정을 위해 2.2.에서 소개한 U-Mechanics Analyser (IB Systems)를 사용하였다. 2.4.에서 소개했던 소/대곡률을 가지는 두 개의 인공 근관 블록(Fig.3) 중 하나를 6축 힘/토크 센서 상부에, 근관 입구는 (-) Z축 방

향으로, 근관 출구를 (+) X축 방향으로 고정하였다(Fig.10). U-Mechanics Analyser 상부에는 X-Smart Plus motor (Dentsply Maillefer)를 연결하였다(Fig.2-(d)). 인공 근관 내부에는 전동 Ni-Ti 파일과의 마찰과, 그로 인한 열 발생을 감소하기 위해 글리세린을 도포하였다(22). 전동 Ni-Ti 파일을 각 파일 별 권장 rpm으로 X-Smart Plus motor를 이용하여 회전시켰으며, 실제 임상적 근관 성형을 재현하기 위해 cyclic dynamic movement를 시행하였다. 이는 권장 rpm으로 회전하는 전동 Ni-Ti 파일의 상부 step 모터에 의한 반복적 수직 상하 운동을 의미한다. 인공 근관 입구를 시작점으로 하며, 인공 근관 내부 18 mm를 종점으로 왕복하는 운동을 1 cycle로 한다. 하나의 전동 Ni-Ti 파일당 5 cycles를 진행했으며, 수직 운동 속도는 2 mm/sec로 하였다. 이 과정 동안의 X, Y, Z 3방향으로의 힘과 토크를 측정하였다. 동일한 실험을 다른 인공 근관 블록으로 교체한 후 반복하였다(n=10).

상기한 2.2 - 4., 2.6.의 측정은 모두 25 ± 0.5°C에서 이루어졌다.

2.7. 통계분석

4종의 전동 Ni-Ti 파일 간의 차이를 비교하기 위해 SPSS for Windows 11.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA)를 이용하여 One-way ANOVA와 post hoc test (Tukey's honestly signifcant difference, HSD)를 시행하였다. 모든 통계는 95%의 유의수준에서 검정하였다.

3. 결과

3.1. Bending Resistance Test

각 전동 Ni-Ti 파일의 굽힘 저항성 측정 시 토크 vs. 회전각의 그래프는 Figure 4-(a)와 같다. 회전각의 변화(0°→45°)에 따른 최대 토크값과, 원위치로 회귀 시(45°→0°) 토크값의 차이는 이력(hysteresis)을 의미한다. 각 파일의 최대 토크값과 최대 이력값은 Table 2와 같다. ProTaper Gold가 타 Ni-Ti 파일보다 최대 토크값과 최대 이력값이 컸다($p<0.05$). HyFlex EDM이 최대 토크값이 가장 작았고, ProFile이 최대 이력값이 가장 작았다($p<0.05$). 최대 토크값 대비 최대 이력값을 백분율로 계산(이력율, hysteresis ratio)하면 HyFlex EDM이 가장 컸고, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌다. 잔여각(residual angle)은 파일이 원위치로 회귀 시(45°→0°) 토크값이 0이 되는 각도를 의미한다(Figure 4-(a), Table 2). 잔여각은 HyFlex EDM이 가장 컸고, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌으며, ProFile의 잔여각은 0이었다($p<0.05$).

3.2. Torsional Resistance Test

각 전동 Ni-Ti 파일의 비틀림 파절 저항성 측정 시 토크 vs. 회전각의 그래프는 Figure 4-(b)와 같다. 각 파일의 최대 토크값은 Table 2와 같다. ProTaper Gold가 타 Ni-Ti 파일보다 최대 토크값이 가장 컸으며, ProFile이 가장 작았다($p<0.05$). 비틀림 파절까지의 회전각은 HyFlex EDM이 가장 컸고, ProTaper Gold가 가장 작았다($p<0.05$).

3.3. Cyclic Fatigue Resistance Test

각 전동 Ni-Ti 파일의 회전 피로 파절 저항성 측정 시 NCF (Number of Cycles to Failure, 파절까지의 회전수)와 파절된 조각의 길이는 Table 2와 같다. 소곡률 인공 근관의 경우, HyFlex EDM이 가장 컸으며, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 NCF가 작아졌다($p<0.05$). 부러진 파일 조각의 길이는 ProFile이 가장 길었으며, ProTaper Ultimate가 가장 짧았다($p<0.05$). 대곡률 인공 근관의 경우, HyFlex EDM이 가장 NCF가 컸으며($p<0.05$), 타 Ni-Ti 파일들간에는 통계적으로 유의미한 차이가 관찰되지 않았다. 부러진 파일 조각의 길이는 ProTaper Gold가 가장 길었으며, ProFile과 HyFlex EDM이 가장 짧았다($p<0.05$).

3.4. Scanning Electron Microscope Analysis

Figure 5는 사용하지 않은 전동 Ni-Ti 파일들의 첨단부 3 mm에서의 횡단면을 촬영한 결과이다. 각 전동 Ni-Ti 파일의 비틀림 파절 후 단면은 Figure 6과 같다. 파일의 정중앙부위에서 다수의 딤플을 보이는 연성파괴와 주변으로 평탄한 면이 관찰되는 전형적인 비틀림 파절 양상을 관찰할 수 있었다. 각 전동 Ni-Ti 파일의 회전 피로 파절 후 단면은 Figure 7, 8과 같다. Figure 6과는 다르게, 넓은 면에 딤플을 보이는 전형적인 피로 파절 양상을 확인할 수 있었다. Figure 9는 각 전동 Ni-Ti 파일별로, 사용하지 않은 파일과 비틀림 및 회전 피로 파절 후 파일의 측면을 촬영한 결과이다. 파일 종류와 무관하게 회전 피로 파절된 부위에서는 특별한 deformation 없이 절단되었음을 확인할 수 있으며, 비틀림 파절의 경우 파일별로 특이적인 deformation이 있었음이 관찰되었다. 특히 HyFlex EDM의 경우, 타 파일보다 파절 시 deformation 양상이 뚜렷했다.

3.5. 6-axis Force/Torque Measurement during Cyclic Dynamic Movement

6축 힘/토크 센서 측정의 기준점은 센서 상면 중앙에 있다. Figure 10에 각각의 6축 힘(Fx, Fy, Fz)과 토크(Tx, Ty, Tz)의 방향을 표시하였다. 센서 상부에 인공 근관 블록을 고정했기 때문에, 측정된 값들은 센서의 측정 기준면보다 위에 위치하는 인공 근관에 작용하는 힘과 토크를 의미한다. 각 전동 Ni-Ti 파일이 회전하며 인공 근관 내로 진입한 후 나올 때(5 cycles) 측정된 힘과 토크의 그래프는 Figure 11-14와 같고 최대값은 Table 3, 4와 같다.

소곡률 인공 근관에서 Fx와 Ty의 경우 ProTaper Gold에서 최대값을 보였으며($p<0.5$) 최대값에 도달 후 다시 약간 감소하는 양상을 보였다. Fz의 경우, ProTaper Gold가 최대였고 ProFile, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM 순으로 작아졌다($p<0.05$).

대곡률 인공 근관에서 Fx의 경우, ProFile은 지속적으로 증가하여 양의 방향에서 최대값을 보였고, 나머지 파일들은 양의 방향으로 상승 후 음의 방향으로 감소하였으며 ProTaper Gold와 ProTaper Ultimate가 음의 방향에서 최대값을 보였다($p<0.05$). Ty의 경우 Fx와 비교하여 양/음 방향이 반전된 양상을 보이는데, ProFile을 제외한 나머지 파일들은 초기 음의 방향으로 증가 후 양의 방향으로 상승하여 ProTaper Gold와 ProTaper Ultimate가 최대값을 보였고, ProFile은 지속적으로 감소하여 음의 방향으로 최대값을 보였다($p<0.05$). 4종 파일 중 HyFlex EDM은 Fx, Ty에서 양/음 방향 구분 없이 통계적으로 가장 작았다($p<0.05$). Fz의 경우, ProTaper Gold, ProFile≈ProTaper Ultimate, HyFlex EDM 순으로 양의 방향으로 최대값이 컸다($p<0.05$).

동일 파일에서 인공 근관의 변화에 따른 차이를 확인하면 다음과 같

다. ProFile의 경우, 대곡률 인공 근관에서 Fx는 양의 방향으로, Ty는 음의 방향으로, 그리고 Fz는 양의 방향으로 더 커졌다($p<0.05$). ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM은 유사한 경향성을 보이는데, 대곡률 인공 근관에서 Fx는 음의 방향으로, Ty는 양의 방향으로, 그리고 Fz는 양의 방향으로 더 커졌다($p<0.05$).

4. 고찰

본 연구에서는 같은 첨단부 사이즈와 유사한 taper를 가진 전동 Ni-Ti 파일들의 굽힘, 비틀림 파절, 회전 피로 파절 양상을 확인한 후, 만곡 근관 내에서 동작 시 발생하는 6축 힘과 토크를 비교하고자 하였다. ProFile (#25/.06)을 제외하고 ProTaper Gold F2, ProTaper Ultimate F2, HyFlex EDM Onefile은 치근단 3 mm에서 #25/.08로 동일한 사이즈이다.

굽힘 저항성 측정 결과, ProTaper Gold가 가장 컸으며, ProTaper Ultimate, ProFile, HyFlex EDM 순으로 토크값이 작아졌다($p<0.05$). 굽힘 저항성은 횡단면 단면적 넓이와 비례한다고 보고되었다(23). 이 연구에서 사용된 4종 파일의 선단 3 mm에서 단면의 모양은 Figure 5와 같으며, Image J (Wayne Rasband, Public Domain, BSD-2) 프로그램을 이용해 횡단면 면적 크기를 비교해보면, ProTaper Gold가 가장 컸으며, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM, ProFile 순으로 작아졌다. Viana의 연구(23)에서 사용한 파일 3종(ProTaper Universal (Dentsply Sirona, Johnson City, TN, USA), K3 (SybronEndo, Orange, CA, USA), EndoSequence (Brasseler, Savannah, GA, USA))은 모두 2세대 전동 Ni-Ti 파일군에 속하며 유사한 합금 조성을 가지고 있는 반면, 본 연구에서 사용된 파일들 중 특히 HyFlex EDM이 상이한 합금 조성을 가지고 있기 때문에 횡단면 면적 순서와 약간 다른 결과를 얻었다고 생각된다. HyFlex EDM의 CM wire 합금의 경우, 횡단면 면적 대비 굽힘 저항성이 매우 낮다는 점에서 파일의 flexibility가 높다고 유추된다. 이 외에도 단면의 기하학적 형태도 굽힘 저항성에 영향을 미친다(24, 25).

굽힘 저항성 측정 실험에서는 전동 Ni-Ti 파일의 잔여각과 이력 현상을 관찰할 수 있었다. ProFile은 bending resistance test 모듈을 원위치 할

때 파일도 원위치로 돌아왔지만(가역적, reversible), ProTaper Gold와 ProTaper Ultimate, HyFlex EDM의 경우는 파일이 45° 미만으로 구부러진 채로 유지되는 것을 육안으로 확인할 수 있었다(비가역적 변형, irreversible deformation). 이 때 파일이 유지하는 각도가 잔여각이다. 최대 이력의 경우, ProTaper Gold가 가장 컸고 ProTaper Ultimate, HyFlex EDM, ProFile 순으로 작아졌다($p<0.05$). 최대 토크값 대비 최대 이력값을 이력율(hysteresis ratio)이라고 정의할 경우, 각 파일의 굽힘 저항성이 45° 회전 시 최대 토크값이므로, 이력율은 잔여각과 함께 파일의 변형을 의미하는 지표로 해석할 수 있다. 해당 수치는 HyFlex EDM, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로, 파일의 변형도 이 순서로 높다고 추론된다. 잔여각은 파일의 비가역적 변형을 가시적으로 보여주는 지표이다. 잔여각은 HyFlex EDM, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아지며, ProFile의 잔여각은 0이었다. 이력율과 잔여각의 상관관계는 Figure 15와 같다. 이력율과 잔여각 간의 회귀분석에 대한 추세선은 선형에서 가장 높은 결정계수($R^2=0.9708$)를 보였다. 이 수치는 이력율과 잔여각이 상당한 연관성이 있음을 뒷받침하며, 모두 파일의 변형을 의미하는 지표로 해석된다. 이력율과 잔여각은 파일의 횡단면 모양 및 면적과 martensitic phase와 같은 합금의 특성을 모두 반영한 결과로 이해된다.

비틀림 파절 저항성 측정 결과 최대 비틀림 파절 토크값은 ProTaper Gold가 가장 컸으며, HyFlex EDM≈ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌다($p<0.05$). 파절까지의 회전각은 HyFlex EDM이 가장 컸고 ProFile≈ProTaper Ultimate, Protaper Gold 순으로 작아졌다($p<0.05$). ProTaper Gold가 비틀림 파절 토크가 가장 크고, 파절까지의 회전각은 HyFlex EDM이 가장 크다는 결과는 이전의 연구(26)와 일치하였다. 비틀림 파절된 파일의 측면 SEM 사진(Fig.9)에서 HyFlex EDM은 파절되기까지 심한 비틀림

변형이 관찰되었고, 이는 비틀림 파절까지의 회전각을 증가시켜줄 수 있었다. 굽힘 저항성 측정에서 계산한 이력율과 잔여각에서, HyFlex EDM (66.8%, 29.3°)이 가장 높다는 점도 이를 뒷받침해주고 있다.

회전 피로 파절 저항성 측정에서는, 파일과 금속 인공 근관벽 사이의 마찰열에 따른 온도 상승에 따라 Ni-Ti 합금의 상 변화(martensite → austenite) 가능성이 있기 때문에, 인공 근관 내에 윤활제로 글리세린을 도포했다(22). 300-500 rpm에서 윤활제가 있는 상태로 피로 파절 저항성 측정 진행 시 마찰열이 3도 이상 오르지 않는다고 보고되었다(27). 피로 파절 저항성 측정 결과, 소곡률 인공 근관의 경우, HyFlex EDM이 가장 NCF가 컸으며, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile 순으로 작아졌다($p<0.05$). 대곡률 인공 근관의 경우, HyFlex EDM이 가장 NCF가 컸으며($p<0.05$), 타 Ni-Ti 파일들간에는 유의미한 통계적 차이가 관찰되지 않았다. 이는 NCF가 큰 파일일수록 유연성이 높음을 설명할 수 있을 뿐 아니라, 회전 피로 파절과 연관된 crack의 전이가 낮음을 의미한다. 굽힘 저항성 측정에서 잔여각이 더 큰 파일일수록 비가역적 변형을 보였는바, 이는 crack이 주변으로 전파되는 에너지를 부분적으로 흡수할 수 있음으로 NCF가 큰 값을 나타낸 것으로 해석된다. NCF와 이력율 및 잔여각의 상관관계는 Figure 16, 17과 같다. 파일의 이력율과 NCF 간의 회귀분석에 대한 추세선은 지수형에서 가장 높은 결정계수(소곡률, 대곡률에서 각각 R^2=0.9899, 0.8807)를 보였다. 파일의 잔여각과 NCF 간의 회귀분석에 대한 추세선 역시 지수형에서 가장 높은 결정계수(소곡률, 대곡률에서 각각 R^2=0.9823, 0.9569)를 보였다. 이 수치들은 NCF와 이력율 및 잔여각이 상당한 연관성이 있음을 보여준다. 본 연구에서는 비록 4종의 파일에 대한 결과라는 한계는 있지만, 굽힘 저항성에서 계산된 이력율 및 잔여각과 회전 피로 파절 저항성의 높은 상관 관계를 밝혔다는 점에

서 의의가 있다.

Figure 10에는 전동 Ni-Ti 파일이 인공 근관에 작용할 수 있는 6축 방향으로의 힘과 토크를 표시하였다. 인공 근관은, 전동 Ni-Ti 파일이 Z축과 평행하게 들어가서 X축과 평행하게 나오는 방향으로 6축 힘/토크 센서에 장착되었다. 본 연구에 사용된 4종의 전동 Ni-Ti 파일들의 치근첨으로부터 18 mm 상방의 직경은 0.98 ~ 1.18 mm로 인공 근관 직경인 1.5 mm 보다 모두 작다. 그리고 인공 근관 내부에 글리세린을 도포하여 전동 Ni-Ti 파일과의 마찰과, 그로 인한 열 발생을 감소시켰다. 이 점을 고려하면 Fy, Tx, Tz 수치는 매우 작아 이들의 분석은 유의미하지 않다. 인공 근관 직경이 파일 상부 직경보다 넓어서 파일이 Y축 방향으로 약간 변위되거나 움직일 수 있으나, 파일의 주동작이 Z축과 X축 방향이므로 Fy와 Tx는 고려대상에서 제외시켰다. 그리고 인공 근관 직경이 파일 지름보다 넓고 글리세린이 윤활제로 사용되었기 때문에 Tz도 유의미한 측정이 이루어질 수 없었다. 결론적으로 본 연구에서는 인공 근관의 직경 및 파일의 움직임이 정해진 실험 설계에 따라, 6축 힘과 토크 중 Fx, Fz, Ty에 대해서만 고찰하였다.

Fz의 경우, 소곡률 인공 근관에서는 ProTaper Gold, ProFile, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM 순이었고, 대곡률 인공 근관에서는 ProTaper Gold, ProFile≈ProTaper Ultimate, HyFlex EDM 순으로 컸다. 4종 파일 모두 소곡률 인공 근관에 비해 대곡률 인공 근관에서 Fz가 커지는 경향을 확인하였다. 이는 대곡률 인공 근관에서 더 많은 각도로 굽힘이 일어나, 마찰력과 복원력이 더 크기 때문이다. 4종 파일 모두 소곡률 인공 근관에서는 약 10 mm 깊이에서, 대곡률 인공 근관에서는 약 12 mm 깊이에서 Fz가 측정되기 시작했다. 이는 파일의 첨부가 근관 내벽과 접촉하는 시점과 일치한다. Figure 11-(c), 13-(c)의 Fz 그래프에는 수직 하방 이동과 수

직 상방 이동 시의 방향을 표시해 두었는데, 동일 파일의 동일 높이에서 하강 시 더 큰 Fz 값을 보였다. 이는 하강 시 파일의 첨단이 근관 벽에 대한 접촉 마찰이 더 크고, 근관의 외경 부위에 더 밀착하기 때문으로 생각된다.

Fx와 Ty의 경우 소/대곡률 인공 근관에서의 ProFile은, 하방 운동이 진행됨에 따라 Fx는 양의 방향으로 증가하고 Ty는 음의 방향으로 증가하는 양상을 보였다(Fig.11-14). 소/대곡률 인공 근관에서의 ProTaper Gold, ProTaper Ultimate 및 HyFlex EDM은 ProFile과는 다르게 Fx는 양의 방향으로 증가하다 감소한 후 음의 방향으로 증가했으며, Ty는 음의 방향으로 증가하다 감소한 뒤 양의 방향으로 증가하는 경향을 보였다(Fig.11-14). 측정된 Fx, Ty, Fz 값의 변화를, 인공 근관 내벽과 파일의 상호 작용으로 해석한 것을 Figure 18, 19에 표시하였다. 처음 전동 Ni-Ti 파일이 인공 근관 블록과 만나면서 양의 방향으로 Fz가 발생하고, 이후 파일이 더 깊이 압하되면서 곡률의 내경 부분과 접촉하게 된다. 이 순간부터(소곡률 인공 근관에서는 약 11 mm 깊이, 대곡률 인공 근관에서는 약 12.5 mm 깊이) 양의 방향으로 Fx가 발생한다. Fx는 파일이 인공 근관을 측방으로 미는 힘으로, 파일이 인공 근관의 곡률 내경 부분에 접촉하기 때문에, 파일의 압하 깊이가 깊어질수록 양의 방향으로 Fx는 증가하게 된다. 이후 약 16 mm 지점부터 파일들은 두 부류로 나뉘어 다른 양상을 보이게 된다. ProFile은 18 mm 까지 Fx가 양의 방향으로 커지는 반면, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM은 약 16 mm 지점부터 양의 방향 Fx의 크기가 감소하며 대곡률 인공 근관의 경우에서는 음의 방향으로 바뀐다. 즉, 약 16 mm부터 음의 방향으로 Fx를 제공하는 힘이 하나 더 생겼다는 것을 유추할 수 있으며 Figure 18-(b), 19-(b)와 같은 형태를 예측할 수 있다. 인공 근관의 외경 부위에도 파일이 접촉하고

있는 형태이다. 해당 접촉 부위는 Ni-Ti 파일 상단부의 굽힘 저항성과 관련이 있다. 첨단부 3 mm에서의 굽힘 저항성(ISO 3630-1)과는 별개의 특성으로, 이를 확인하기 위해 파일 첨단으로부터 상부 13 mm에서의 45° 굽힘 저항성을 측정해 보았다. 그 결과 ProFile, ProTaper Gold, HyFlex EDM, ProTaper Ultimate 순으로 굽힘 저항성이 높았다. 즉 ProFile은 상단부의 stiffness가 가장 높아서 인공 근관의 외경 부위에 접촉할 정도의 변형이 생기지 못 하였고, 그로 인해 음의 방향 Fx가 발생하지 않았다고 해석할 수 있다. 또한 본 연구에서 인공 근관은 6축 힘/토크 센서의 측정 기준면보다 상부에 위치해 있으므로, Fx의 발생과 함께 Ty가 발생하게 된다. Ty는 Fx의 크기와 센서로부터의 거리를 곱해 계산되므로, Fx 그래프와 유사하게 해석이 가능하다. 다만, 그 방향은 Fx와 반대이다. 지금까지 6축 힘/토크 측정으로 얻어진 결과를 기반으로 인공 근관 내 파일의 접촉 형태를 추론하였다. 이를 검증하기 위해, 인공 근관 내에 실리콘 인상재(Honigum-light, DMG Chemisch Pharmazeutische, Hamburg, Germany)를 채우고 각각의 전동 Ni-Ti 파일을 위치시킨 뒤, 실리콘이 경화된 후 단면을 절제한 면을 촬영하였다. Figure 20, 21은 상기 기술한 예측과 일치하는 결과를 보여준다.

전술한 바와 같이 6축 힘과 토크의 분석 결과를 통해, 만곡된 근관 내부에서 파일의 3차원적 위치 및 접촉점을 예상할 수 있었다. 이는 파일의 근관 형성 형태와 만곡 근관 추종성을 해석하거나 예측하는데 큰 도움이 될 수 있다. Figure 22에는 각 파일들에 대해, 소/대곡률 인공 근관에서 발생하는 Fx와 Fz값을 막대그래프로 동시에 표시하였다. Figure 22-(a)의 소/대곡률 인공 근관 모두에서 양의 방향으로의 Fx값은 근관 내경 부위에서 발생하므로, 이 값이 클수록 내경 부위 삭제량이 크다고 예측된다. 이는 만곡 근관 추종성 관점에서 보면, Fx값이 크면 만곡 근관

내면에 발생하는 strip perforation 가능성이 높아지는 것을 의미한다. Figure 22-(a)의 대곡률 인공 근관 그래프에서 ProFile을 제외한 나머지 세 파일의 음의 방향 Fx는, 근관 상부 외경에 작용하는 (-) Fx와 근관 하부 내경에서 작용하는 (+) Fx가 서로 상쇄된 후의 잔여값이므로 양(+)과 음(-)의 Fx 절대값의 합은 근관 외경에 작용하는 힘을 의미한다. 그러므로 양(+)과 음(-)의 Fx 절대값의 합이 클수록 외경 부위 삭제량이 크다고 유추할 수 있다. Fz값은 파일 첨단에서 발생하며 파일의 spring back force를 의미하므로, 만곡 근관 추종성 관점에서 보면 zip이 발생할 가능성이 높음을 의미한다. 따라서 본 연구의 결과를 분석하면, 소곡률 인공 근관에서는 ProTaper Gold가 양의 방향으로의 Fx와 Fz가 가장 크므로, 근관 내측벽에 strip perforation과 근관 말단부에 zip 발생 가능성이 가장 높을 수 있다고 유추된다. 대곡률 인공 근관에서는 ProFile이 양의 방향으로의 Fx가 가장 크므로 strip perforation 가능성이 높다. ProTaper Gold의 경우, 양/음 방향의 Fx값의 합이 가장 크므로 근관 외경 삭제량이 가장 많을 것으로 추측되며, Fz가 가장 크므로 zip 발생 가능성도 높을 것으로 예상된다. 이러한 근관 삭제 형태의 예측은, 전동 Ni-Ti 파일을 이용한 만곡 근관 성형 시 transportaion 정도를 이해하고 예측하는데 큰 도움이 된다고 생각된다. 본 연구의 결과를, 투명 플라스틱 인공 근관을 형성하여 2차원적으로 만곡 근관 추종성을 분석하는 방법(28, 29)이나 micro-CT를 이용하여 3차원적으로 만곡 근관 추정성을 분석하는 방법(30)을 이용한 이전 연구 결과들과 직접 비교할 수는 없다. 이는 사용한 근관의 재료와 형태가 다르기 때문이다. 그러나 이전 연구에서 형성된 근관의 형태가 본 연구에서 유추한 근관의 모양과 유사하다는 점은 확인할 수 있었다(14). 반면 Cyclic dynamic movement 시, 실시간으로 측정된 6축 힘과 토크는 이전의 연구와 달리 근관 형성 중에 파일의 위치와 근관 내 접촉점

을 실시간으로 예측할 수 있다는 점이 특징적이다.

본 연구에서 이루어진 인공 근관 내에서 cyclic dynamic movement 시 6축 힘과 토크 측정 실험의 한계점은 다음과 같다. 첫째로 힘/토크 센서의 기준점이 인공 근관 블록의 중간 부위가 아니라 약 10 mm 하방에 위치해 있기 때문에 Fx, Fy와 같은 측방력이 토크로 변환되어 Ty, Tx값이 크게 측정될 여지가 존재한다. 둘째, 본 연구에 사용한 인공 근관은 파일의 날이 파고들 수 없는 stainless-steel 금속 재료이고, 4종의 전동 Ni-Ti 파일보다 직경이 큰 형태이며, 글리세린이 윤활제로 사용되었기 때문에 screw-in effect를 확인할 수 없었다. 전동 Ni-Ti 파일의 날이 파고들면서 삭제되는 플라스틱 재료의 인공 근관 형태였다면, 음의 방향으로 상당한 크기의 Fz (screw-in effect)와 양의 방향으로 Tz값이 측정될 것으로 예상된다. 후속 연구에서는 이러한 문제점을 해결할 다양한 연구를 계획하고 있다.

본 연구를 통해 가장 최신의 전동 Ni-Ti 파일을 포함한 수 종의 파일에 대해 굽힘 저항성, 비틀림 파절 저항성, 회전 피로 파절 저항성을 비교하였다. 각각의 파일이 금속 인공 근관 내에서 cyclic dynamic movement 시 6축 방향으로 발생시키는 힘과 토크를 분석하여 근관 형성 형태 및 만곡 근관 추종성을 유추하였다. 온도 변화에 따른 전동 Ni-Ti 파일의 물성 변화와, 레진 인공 근관 블록이나 발치된 치아에서 파일의 근관 삭제 형태 및 효율에 대한 후속연구가 필요할 것으로 생각된다.

5. 결론

유사한 size와 taper를 가진 4 종의 전동 Ni-Ti 파일(ProFile, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM)에서, ProTaper Gold가 가장 높은 굽힘 저항성과 비틀림 파절 저항성을 보였고, HyFlex EDM이 회전 피로 파절까지의 회전수가 가장 컸다. 굽힘 저항성 측정 시 파일의 이력 현상 및 잔여각이 관찰되었고, 최대 토크값 대비 최대 이력값인 이력율과 잔여각은 회전 피로 파절까지의 회전수와 높은 상관관계를 보였다. 만곡된 인공 근관 내에서 파일의 cyclic dynamic movement 시 파일 별로 나타나는 특징적인 6축 힘/토크를 분석함으로서, 근관 내부에서 파일의 3차원적 위치 및 접촉점을 추정할 수 있었다. 이를 통해 근관 형성 형태 및 만곡 근관 추종성을 유추할 수 있었다.

6. 참고문헌

1) Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's Pathways of the Pulp. 11th ed. St Louis MO: Mosby; 2016. 212-4 p.

2) Parashos P, Messer HH. Rotary instrument fracture and its consequences. J Endod. 2006 Nov;32(11):1031-43.

3) Bergmans L, Cleynenbreugel JV, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Am J Dent. 2001 Oct;14(5):324-33.

4) Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. Aust Dent J. 2007 Mar;52(1):52-63.

5) Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. 2018 Oct;51(10):1088-103.

6) Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. 2009 Jul;42(7):621-6.

7) Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. Int Endod J. 2012 Sep;45(9):802-6.

8) Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006 Oct;102(4):106-14.

9) Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. Endodontic Topics. 2013 Sep;29(1):3-17.

10) Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. Int

Endod J. 2022 May;55(Suppl 3):637-55.

11) Roda-Casanova V, Pérez-González A, Zubizarreta-Macho A, Faus-Matoses V. Influence of Cross-Section and Pitch on the Mechanical Response of NiTi Endodontic Files under Bending and Torsional Conditions-A Finite Element Analysis. J Clin Med [internet]. 2022 May;11(2642):[20 p.] Available from: https://www.mdpi.com/2077-0383/11/9/2642

12) Thakur VS, Kankar PK, Parey A, Jain A, Jain PK. Numerical analysis of WaveOne Gold and 2Shape endodontic files during root canal treatment. Proc Inst Mech Eng H. 2022 Mar;236(3):329-40.

13) Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. Endodontic Topics. 2013 Sep;29(1):42-54.

14) Fidler A, Plotino G, Kuralt M. A Critical Review of Methods for Quantitative Evaluation of Root Canal Transportation. J Endod. 2021 May;47(5):721-31.

15) Wei Z, Cui Z, Yan P, Jiang H. A comparison of the shaping ability of three nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study via a contrast radiopaque technique in vitro. BMC Oral Health [internet]. 2017 Jan;17(39):[7 p.]. Available from: https://link.springer.com/article/10.1186/s12903-016-0326-5

16) Cao MY, Laws S, y Baena FR. Six-Axis Force/Torque Sensors for Robotics Applications: A Review. IEEE Sens. J. 2021 Dec;21(24):27238-51.

17) Hsu YY, Kim S. The ProFile system. Dent Clin North Am. 2004 Jan;48(1):69-85.

18) Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J. 2016 Nov;49(11):1073-8.

19) Ruddle CJ. The Ultimate Shaping System: An Opening for 3D Cleaning &

Filling. Oral Health [internet]. 2022 May:[6 p.]. Available from: https://www.oralhealthgroup.com/features/the-ultimate-shaping-system-an-opening-for-3d-cleaning-and-filling-root-canals/

20) Pirani C, Iacono F, Generali L. Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. Int Endod J. 2016 May;49(5):483-93.

21) International Organization for Standardization. ISO 3630‐1:2019. Dentistry－Endodontic Instruments－Part 1: General requirements. Geneva: ISO; 2019.

22) Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJL, Marques RVL, Machado de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2010 Oct;36(10):1653-7.

23) Viana ACD, Melo MCC, Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010 Oct;110(4):527-33.

24) Schafer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. J Endod. 2001 Apr;27(4):299-303.

25) Arbab-Chirani R, Chevalier V, Arbab-Chirani S, Calloch S. Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011 Jan;111(1):115-21.

26) Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional

Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. J Endod. 2016 Dec;42(12):1840-3.

27) Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. J Endod 2014 Aug;40(8):1190-3.

28) Kim HW, Jeon SJ, Seo MS. Comparison of the canal transportation of ProTaper GOLD, WaveOne GOLD, and TruNatomy in simulated double-curved canals. BMC Oral Health [internet]. 2021 Oct;21(533):[7 p.]. Availabel from: https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-021-01854-z

29) Ozyurek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. J Endod. 2017 May;43(5):805-9.

30) Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. Int Endod J. 2018 Jun;51(6):705-13.

7. 표와 그림

Table 1. Rotary Ni-Ti files used in this study

File name	Size/ Taper	Cross section design	Description	Manufacturer	Speed (rpm)
ProFile	#25/.06	Triple U shape groove Triple radial land Negative rake angle	Super-Elastic wire Fixed tapers (0.04, 0.06) Micromilling	Dentsply Sirona (Johnson City, TN, USA)	300
ProTaper Gold F2	#25/.08	D1-3: convex triangular shape Positive rake angle	Gold wire (ground prior to post-machining heat treatment) Variable and progressive tapers Micromilling	Dentsply Sirona	300
ProTaper Ultimate F2	#25/.08	D1-3: parallelogram shape Positive rake angle	Gold wire (ground prior to post-machining heat treatment) Variable and progressive tapers Alternating offset machining	Dentsply Sirona	400
HyFlex EDM Onefile	#25/.08	Apex: rectangular shape Middle: trapezoidal shape Coronal: another trapezoidal shape Positive rake angle	Controlled Memory wire (post-machining heat treatment) Variable tapers Double fluted Hedström design Electro-discharge machining	Coltène-Whaledent (Altstätten, Switzerland)	500

Table 2. Bending, torsional and cyclic fatigue resistance of Ni-Ti files (n=10)

File name	Size/ Taper	Bending resistance				Torsional resistance		Cyclic fatigue resistance			
								Low curvature artificial root canal		High curvature artificial root canal	
		Maximum torque (N.cm)	Maximum hysteresis (N.cm)	Hysteresis ratio (%)	Residual angle (°)	Maximum torque (N.cm)	Rotation angle (°)	NCF (n)	Fragment length (mm)	NCF (n)	Fragment length (mm)
ProFile	#25/.06	0.36 (0.03)^{c}	0.10 (0.01)^{d}	26.9	0 (0.01)^{d}	0.78 (0.09)^{c}	532.0 (72.5)^{b}	417 (27)^{d}	6.9 (0.3)^{a}	197 (24)^{b}	5.7 (0.3)^{c}
ProTaper Gold F2	#25/.08	0.46 (0.02)^{a}	0.22 (0.02)^{a}	48.5	11.5 (0.10)^{b}	1.68 (0.12)^{a}	297.7 (22.0)^{c}	810 (68)^{b}	6.4 (0.2)^{b}	216 (21)^{b}	6.5 (0.4)^{a}
ProTaper Ultimate F2	#25/.08	0.43 (0.04)^{b}	0.19 (0.02)^{b}	43.4	10.8 (0.15)^{c}	1.38 (0.12)^{b}	476.6 (68.7)^{b}	615 (68)^{c}	4.6 (1.2)^{c}	212 (28)^{b}	6.2 (0.2)^{b}
HyFlex EDM Onefile	#25/.08	0.21 (0.03)^{d}	0.14 (0.02)^{c}	66.8	29.3 (0.18)^{a}	1.42 (0.15)^{b}	608.4 (83.9)^{a}	1628 (206)^{a}	6.6 (0.9)^{b}	302 (32)^{a}	5.7 (0.3)^{c}

Different superscript letters in column indicate significant differences among files ($p<0.05$).

Table 3. 6-axis forces and torques of Ni-Ti files at the low curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement (n=10)

File name	Low curvature artificial root canal					
	Fx (N)	**Fy** (N)	**Fz** (N)	**Tx** (N.cm)	**Ty** (N.cm)	**Tz** (N.cm)
ProFile	0.61 (0.18)[c]	0.64 (0.23)[a]	3.56 (0.19)[b]	1.39 (0.38)[a]	-2.43 (0.72)[b]	0.34 (0.05)[c]
ProTaper Gold F2	1.34 (0.45)[a]	0.32 (0.34)[b]	3.81 (0.18)[a]	0.78 (0.68)[b]	-4.09 (1.14)[a]	0.76 (0.08)[a]
ProTaper Ultimate F2	0.79 (0.30)[b]	0.19 (0.08)[b]	2.40 (0.12)[c]	0.70 (0.25)[b]	-3.09 (1.04)[b]	0.28 (0.05)[d]
HyFlex EDM Onefile	0.89 (0.09)[b]	0.13 (0.02)[b]	1.87 (0.16)[d]	0.62 (0.14)[b]	-2.52 (0.26)[b]	0.46 (0.06)[b]

Different superscript letters in column indicate significant differences among files ($p<0.05$).

Table 4. 6-axis forces and torques of Ni-Ti files at the high curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement (n=10)

File name	High curvature artificial root canal					
	Fx (N)	**Fy** (N)	**Fz** (N)	**Tx** (N.cm)	**Ty** (N.cm)	**Tz** (N.cm)
ProFile	1.25 (0.11)^{a}	0.24 (0.05)^{b}	4.08 (0.26)^{b}	0.69 (0.25)^{b}	-3.38 (0.41)^{a}	0.44 (0.05)^{c}
ProTaper Gold F2	0.72 ~ -0.28 (0.06)^{b} (0.15)^{a}	-0.83 (0.21)^{a}	5.95 (0.43)^{a}	-1.84 (0.38)^{a}	-2.00 ~ 1.16 (0.14)^{b} (0.43)^{a}	0.77 (0.08)^{a}
ProTaper Ultimate F2	0.48 ~ -0.35 (0.23)^{c} (0.46)^{a}	0.33 (0.24)^{a}	4.08 (0.36)^{b}	1.31 (0.79)^{a}	-1.73 ~ 1.60 (0.72)^{b} (1.88)^{a}	0.46 (0.05)^{c}
HyFlex EDM Onefile	0.40 ~ -0.11 (0.08)^{d} (0.11)^{b}	0.15 (0.11)^{c}	3.20 (0.26)^{c}	0.43 (0.22)^{b}	-0.99 ~ 0.80 (0.13)^{c} (0.29)^{b}	0.57 (0.08)^{b}

Different superscript letters in column indicate significant differences among files ($p<0.05$).

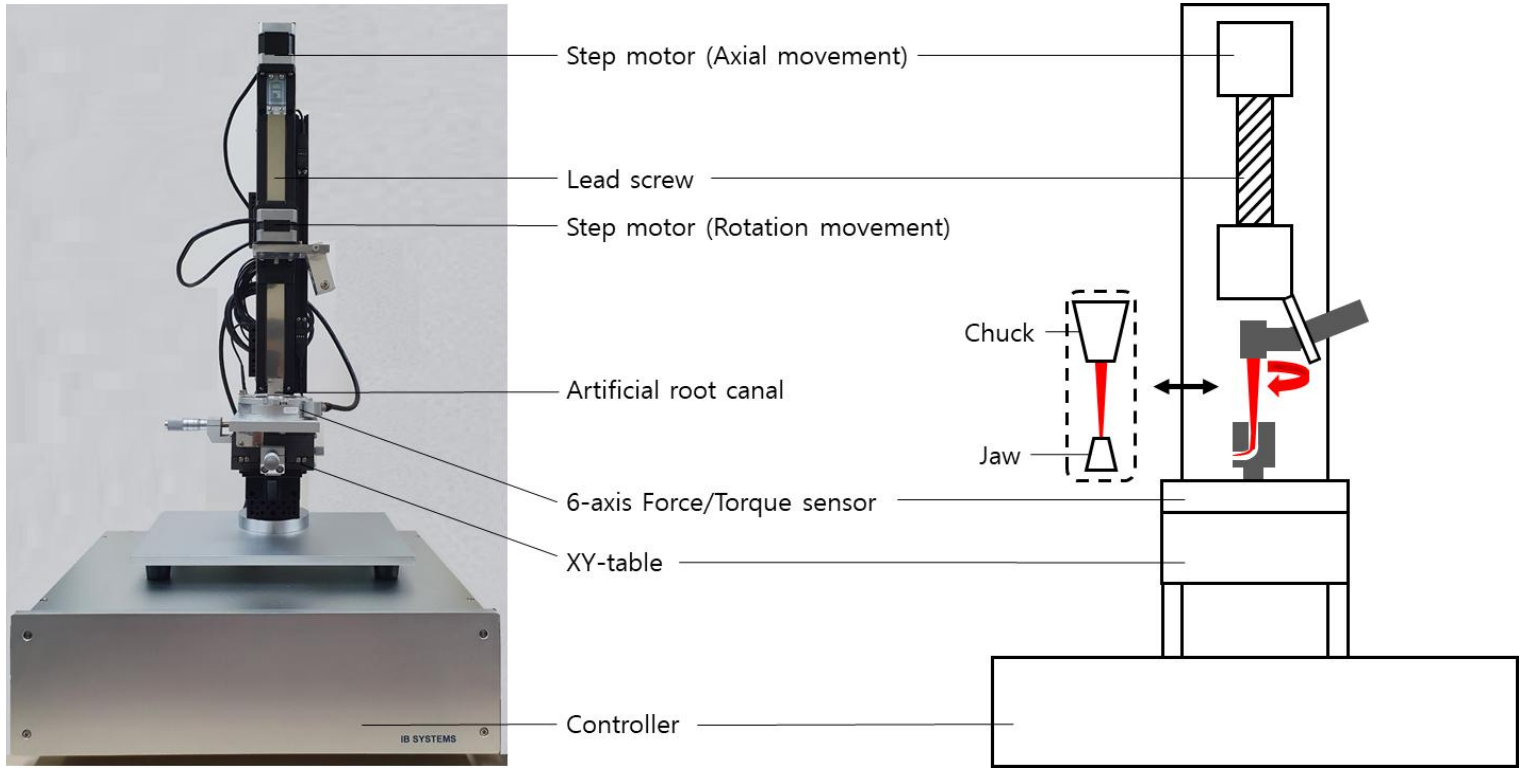


Figure 1. U-Mechanics Analyser with schematic diagram.

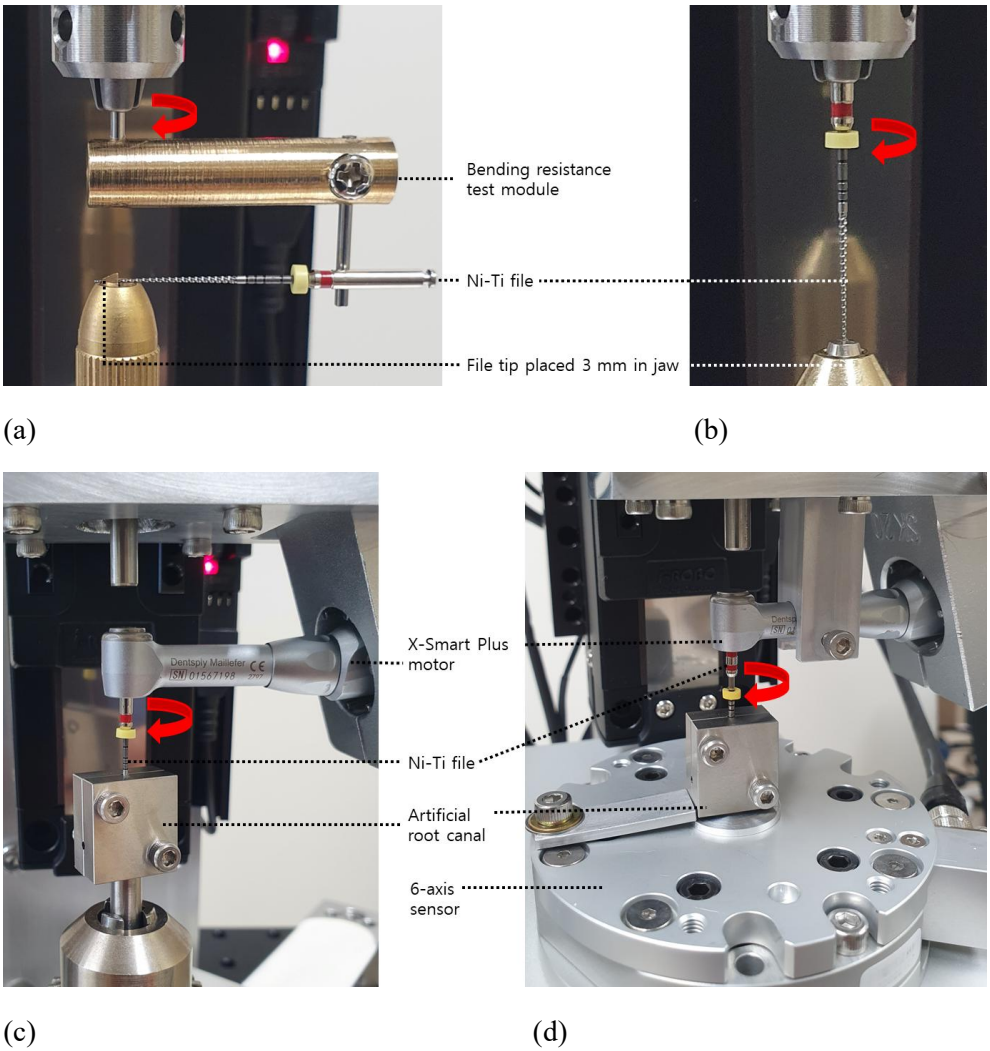
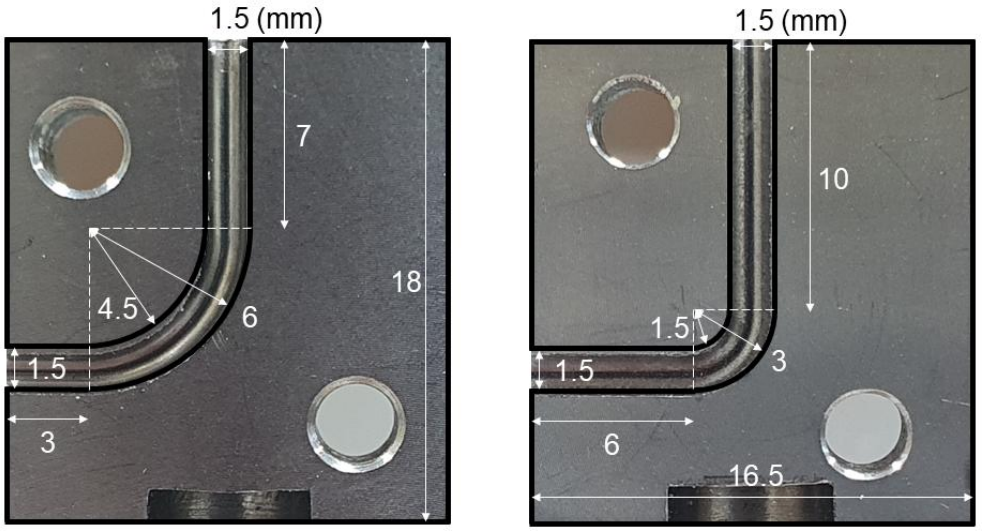
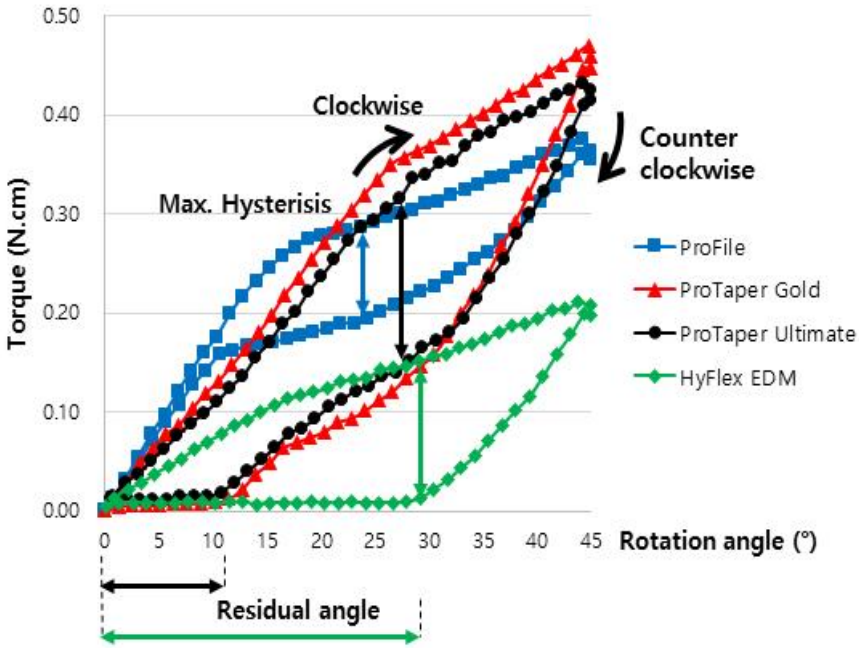


Figure 2. Apparatuses for (a) the bending resistance test, (b) the torsional resistance test, (c) the cyclic fatigue resistance test, (d) the cyclic dynamic movement test.

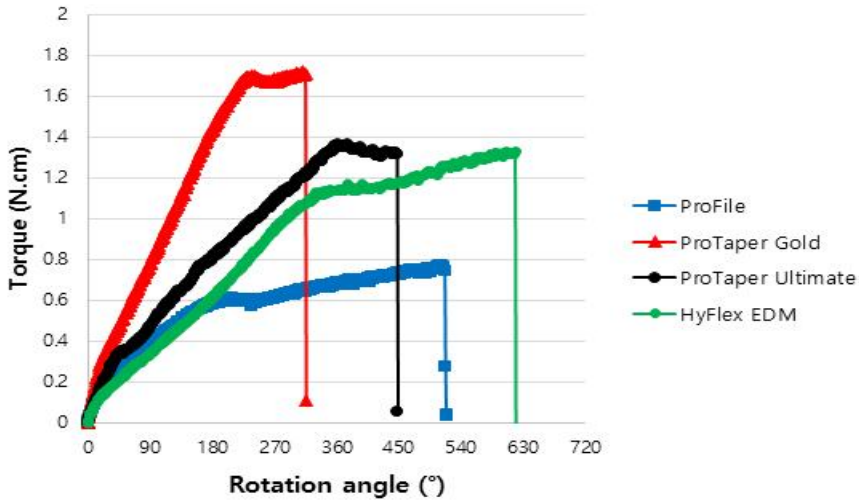


(a) (b)

Figure 3. Artificial root canal with (a) low curvature (radius = 6 mm), and (b) high curvature (radius = 3 mm) (unit: mm).



(a)



(b)

Figure 4. Representative graphs of (a) bending resistance torque vs. rotation angle, (b) torsional resistance torque vs. rotation angle of files.

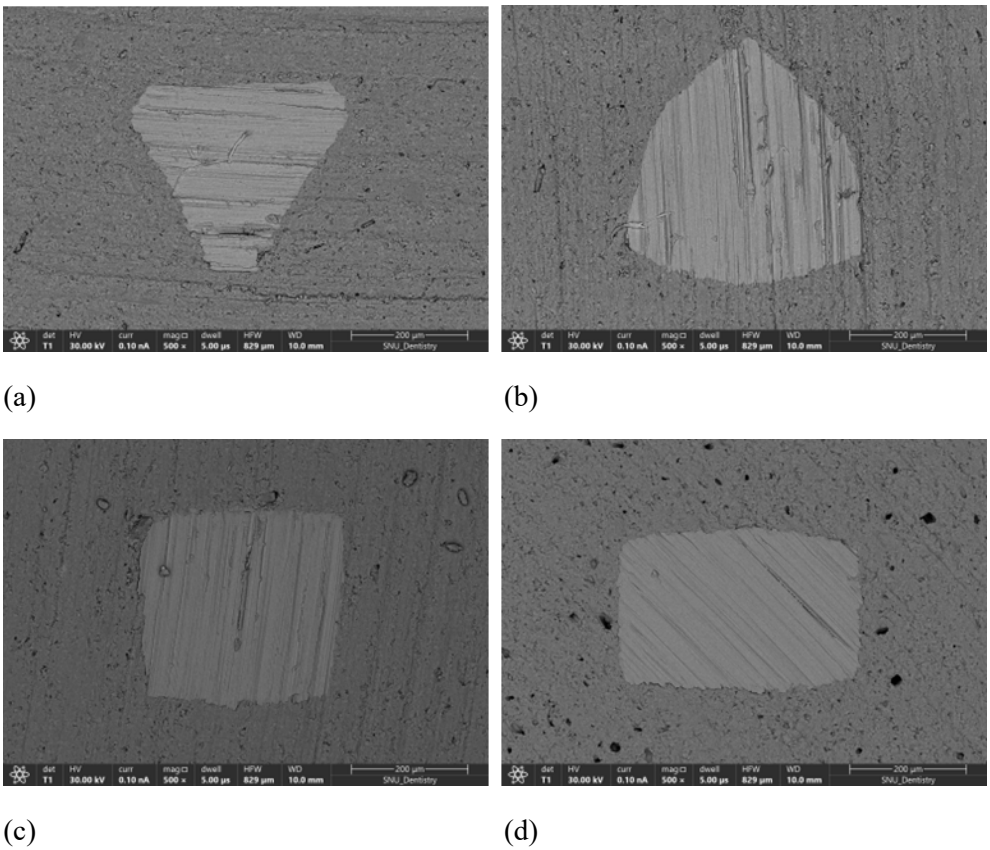


Figure 5. SEM micrographs of cross sections of each original Ni-Ti file (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

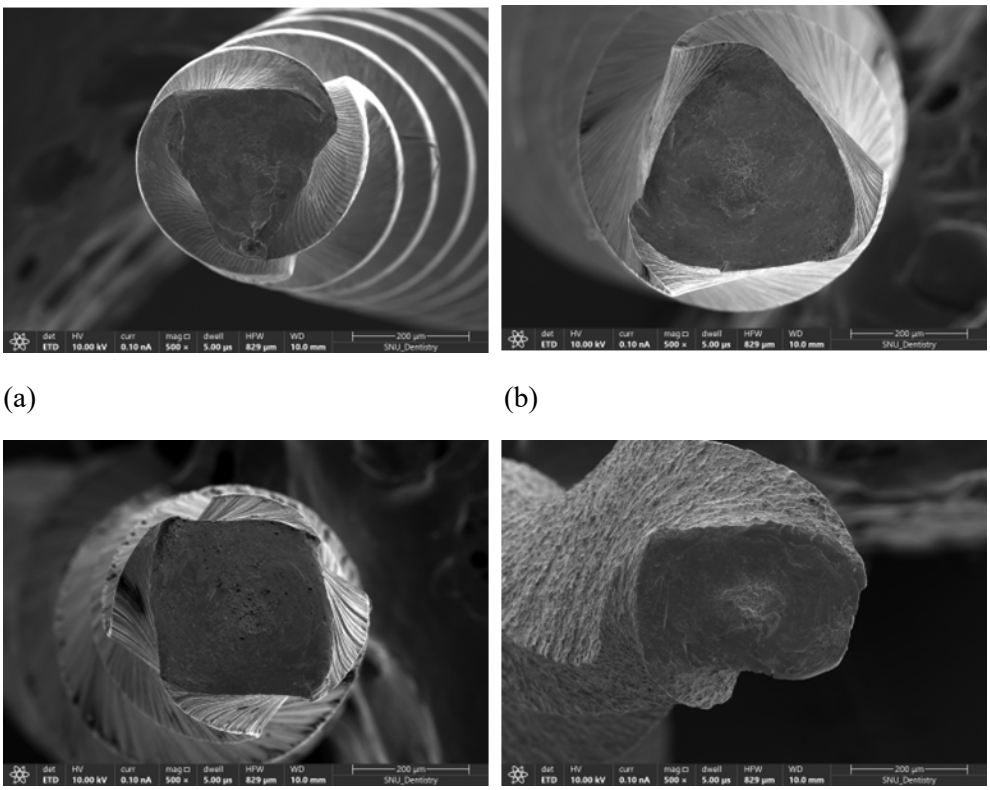


Figure 6. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file after torsional resistance test (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

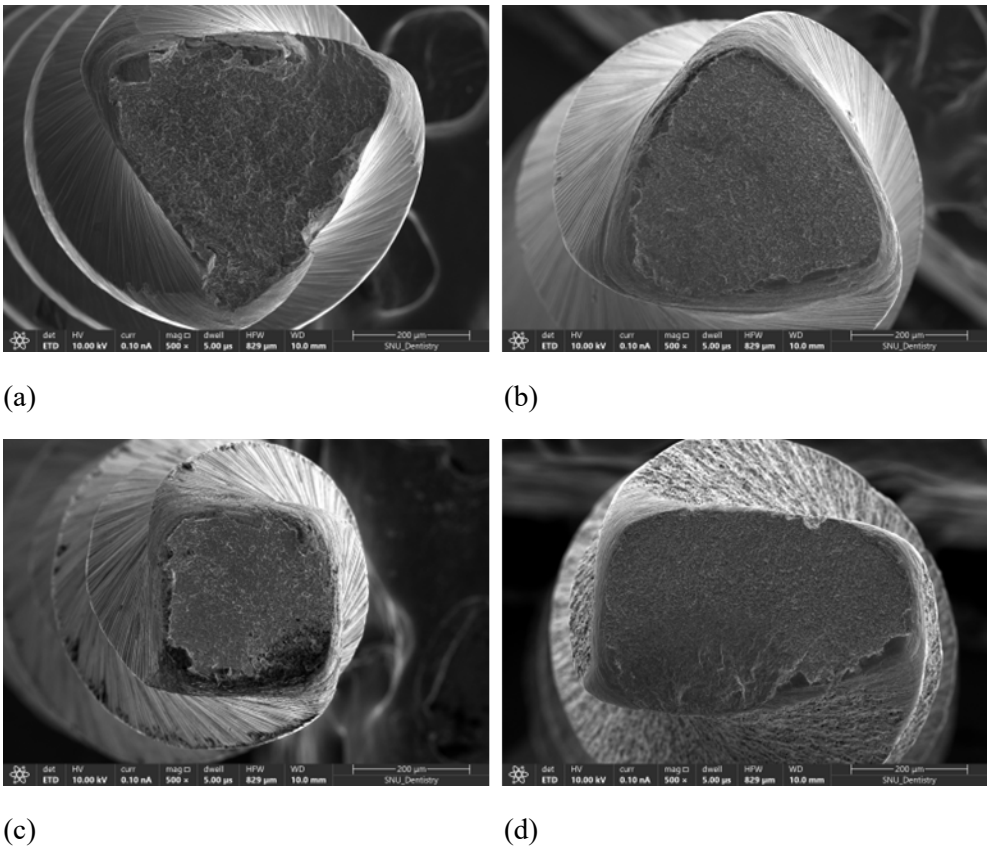


Figure 7. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file after cyclic fatigue resistance test with the low curvature artificial root canal (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

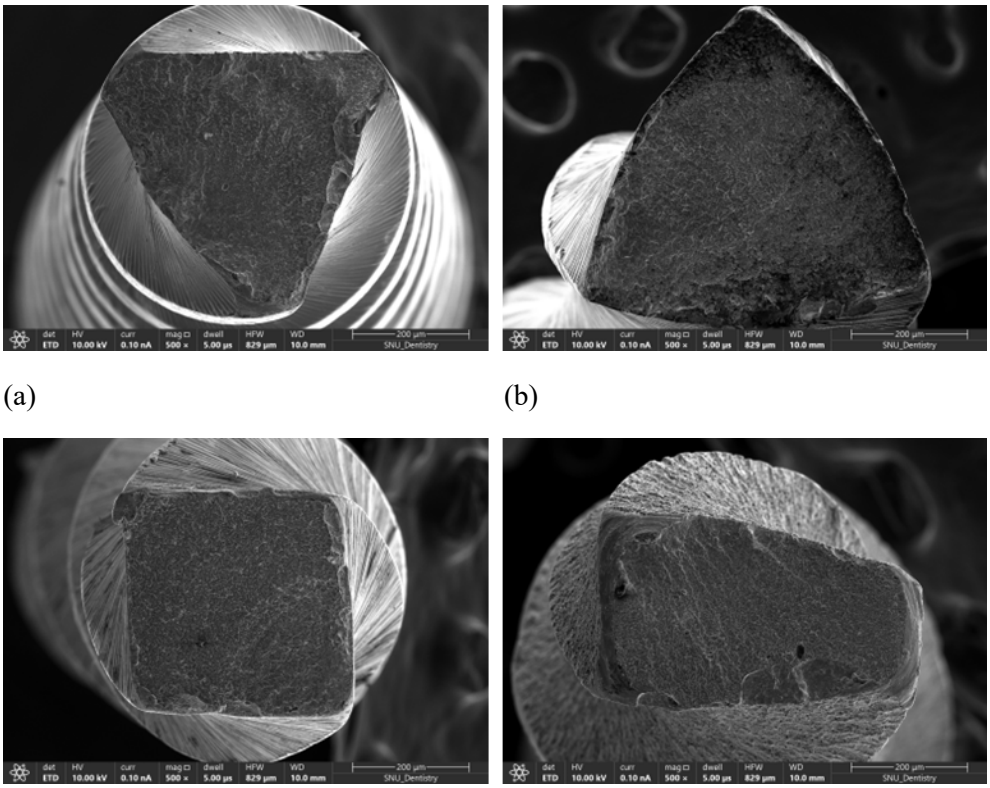


Figure 8. SEM micrographs of separated surfaces of each Ni-Ti file after cyclic fatigue resistance test with the high curvature artificial root canal (x500). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

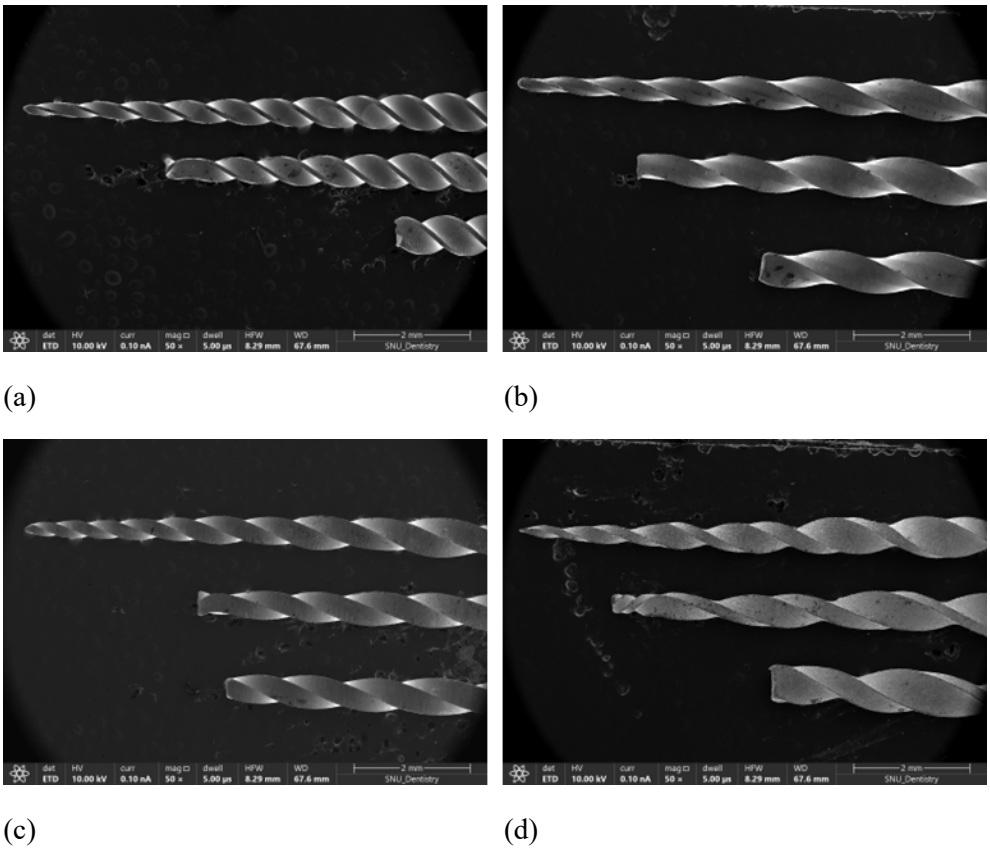


Figure 9. SEM micrographs of original files (top), and separated instruments after torsional (middle) or cyclic fatigue resistance test (bottom) (x50). (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

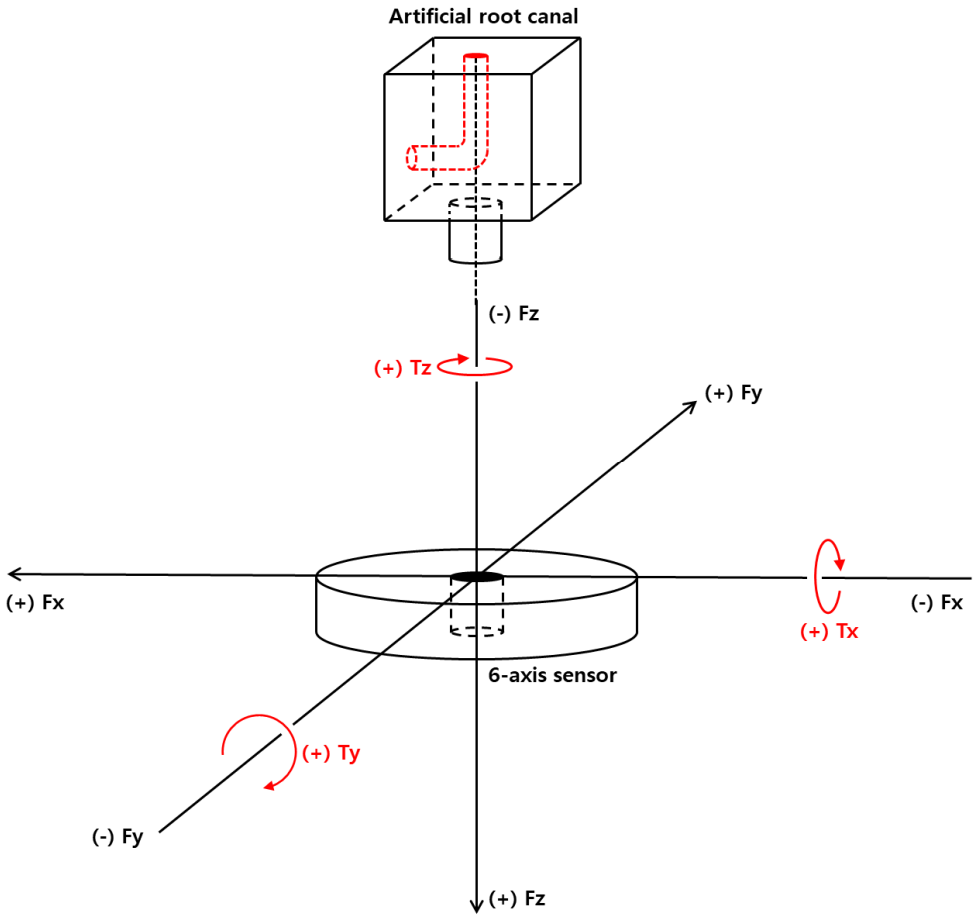
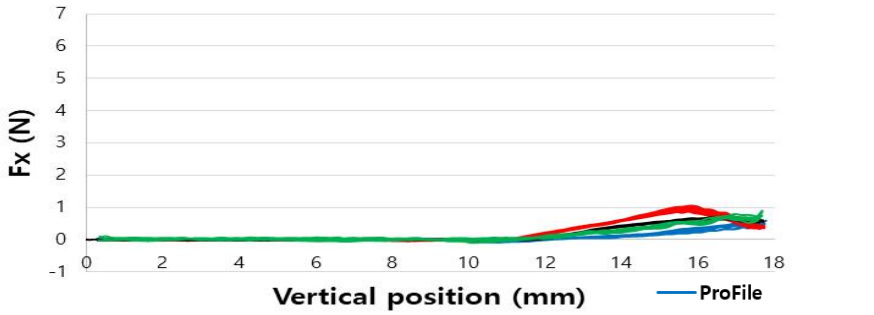
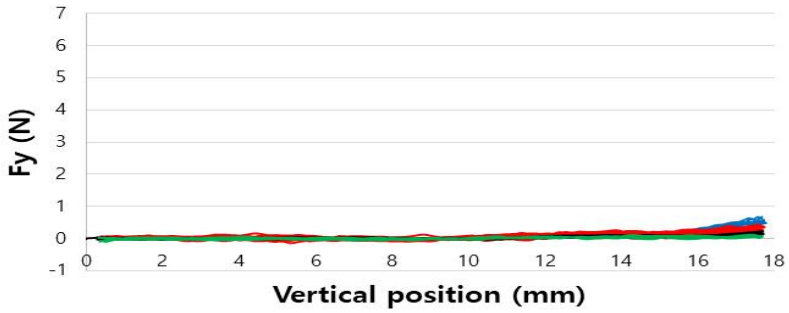


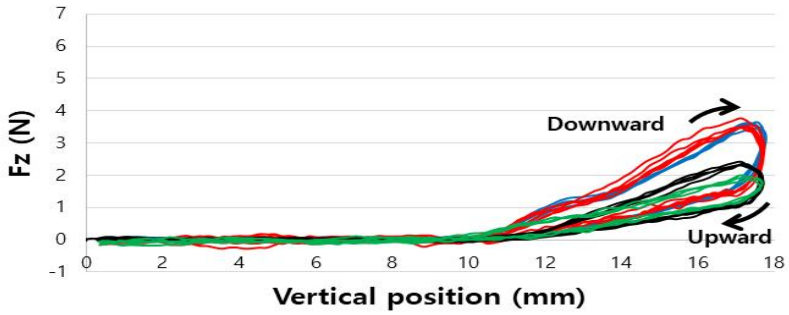
Figure 10. Reference point and coordinates in the 6-axis force/torque sensor.



(a)

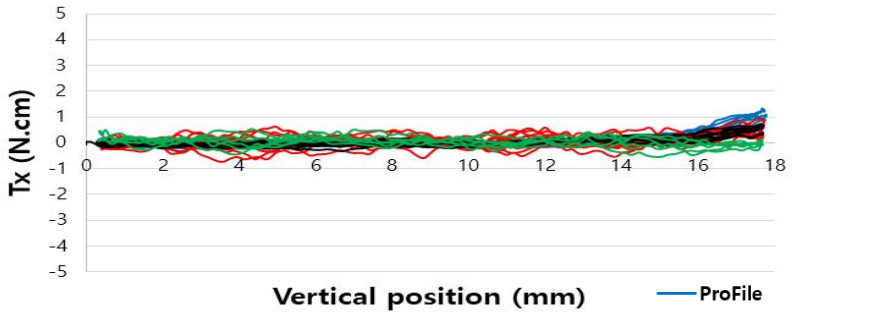


(b)

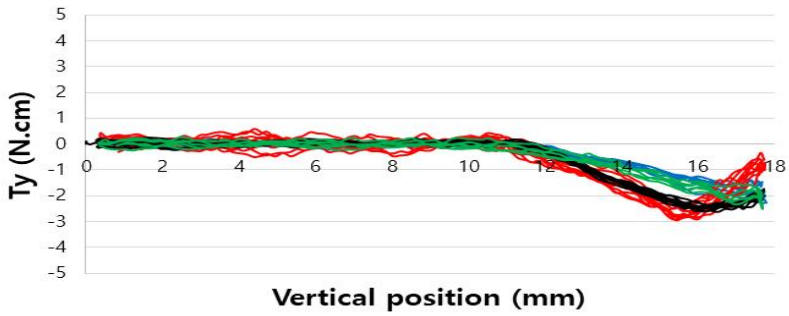


(c)

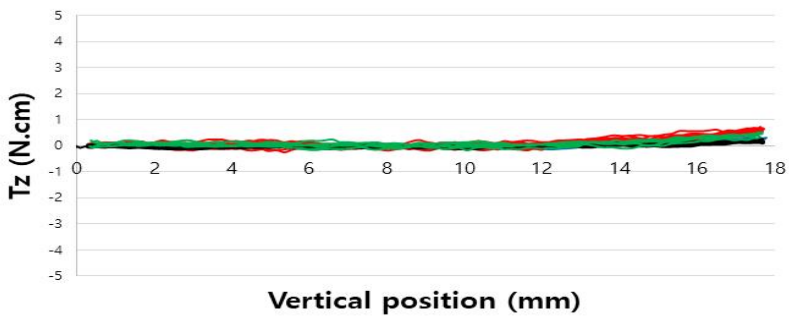
Figure 11. 3-axis forces vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the low curvature artificial root canal. (a) Fx, (b) Fy, (c) Fz.



(a)

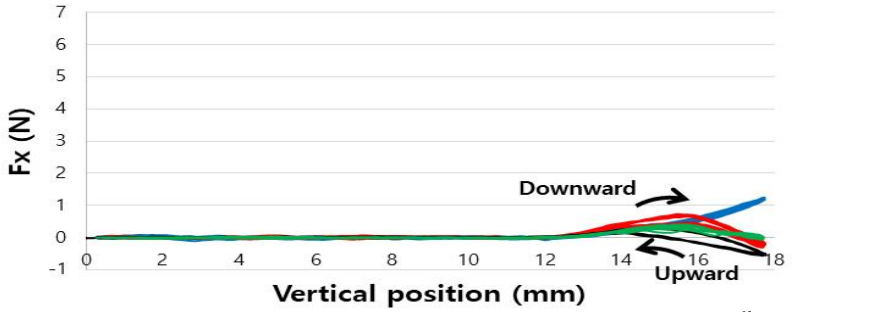


(b)

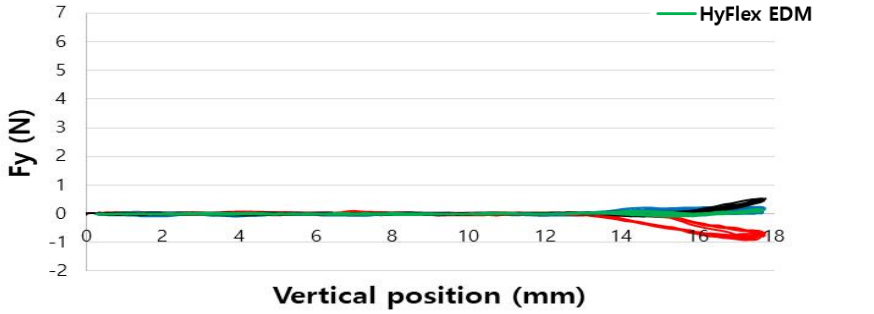


(c)

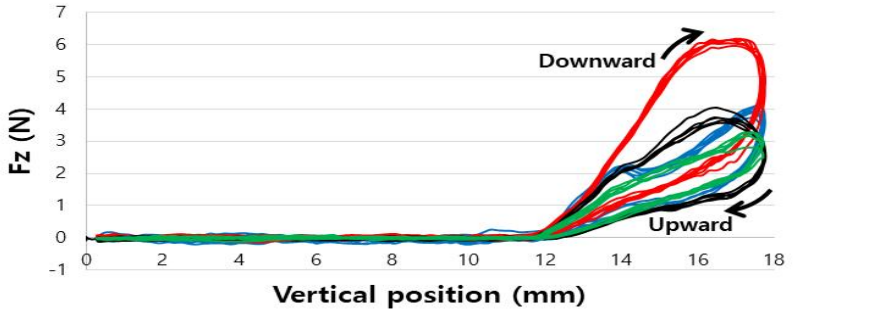
Figure 12. 3-axis torques vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the low curvature artificial root canal. (a) Tx, (b) Ty, (c) Tz.



(a)

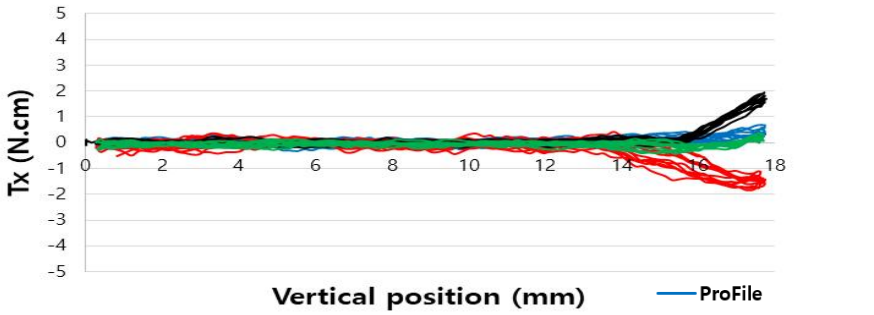


(b)

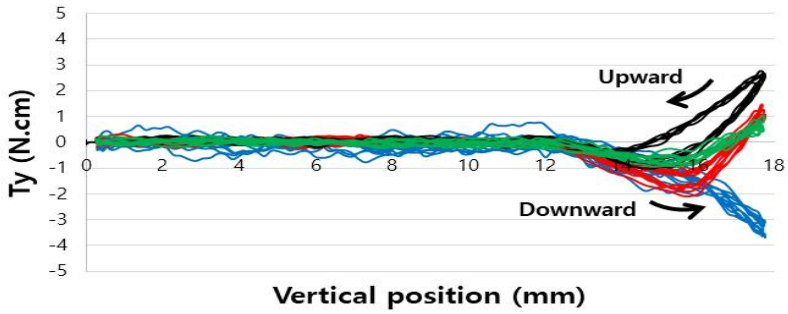


(c)

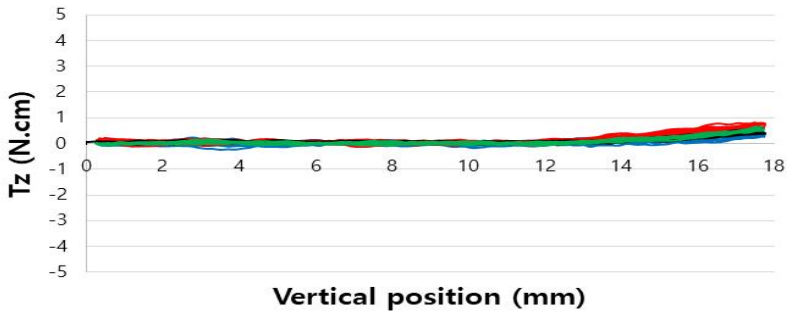
Figure 13. 3-axis forces vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the high curvature artificial root canal. (a) Fx, (b) Fy, (c) Fz.



(a)



(b)



(c)

Figure 14. 3-axis torques vs. vertical position of Ni-Ti files during cyclic dynamic movement at the high curvature artificial root canal. (a) Tx, (b) Ty, (c) Tz.

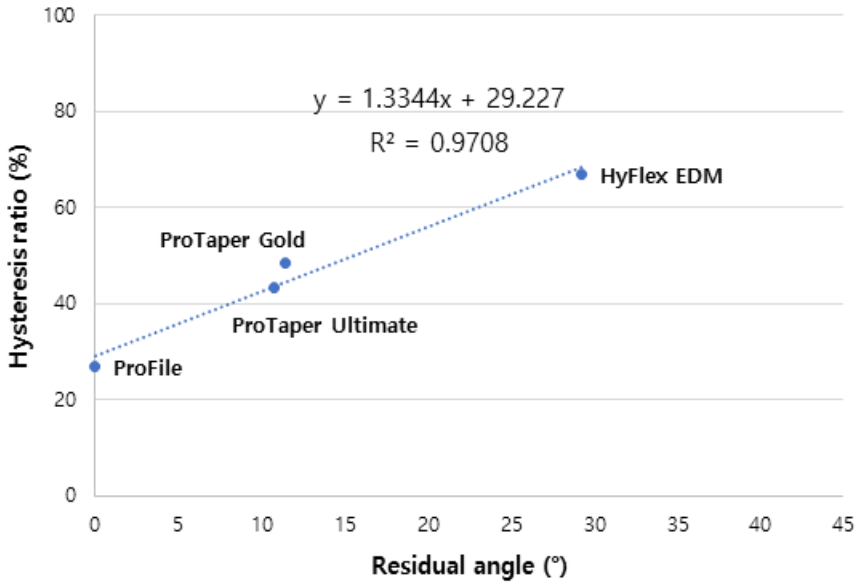
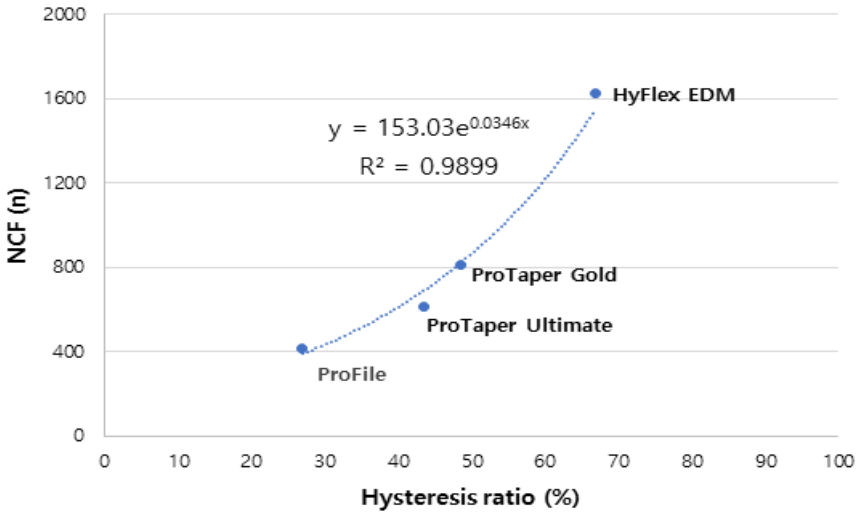
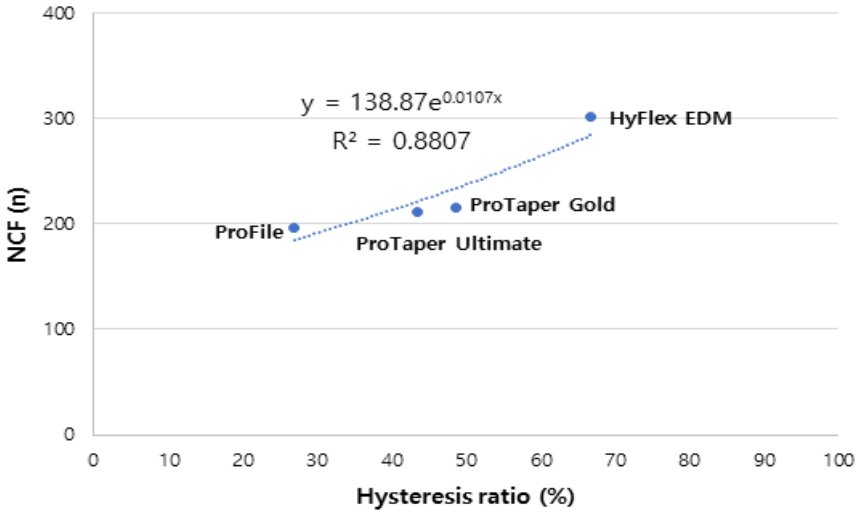


Figure 15. Regression analysis of hysteresis ratio vs. residual angle.

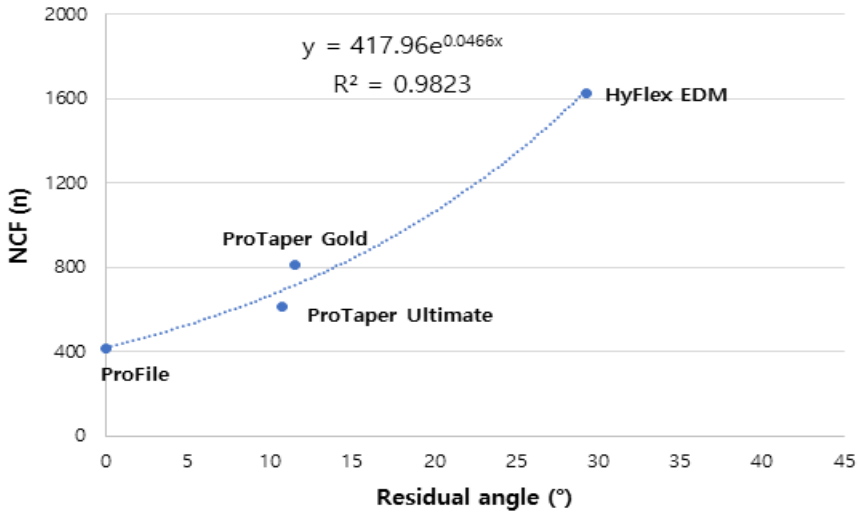


(a)

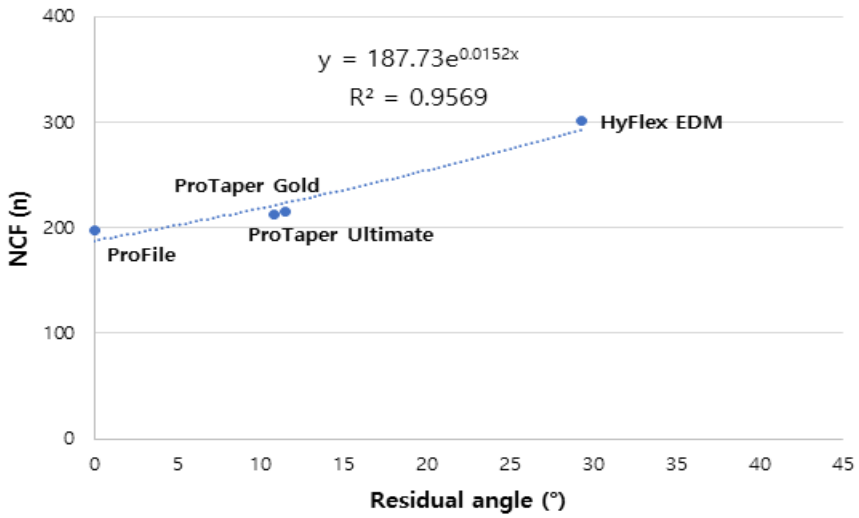


(b)

Figure 16. Regression analysis of NCF vs. hysteresis ratio (a) at low curvature artificial root canal, and (b) at high curvature artificial root canal.



(a)



(b)

Figure 17. Regression analysis of NCF vs. residual angle (a) at low curvature artificial root canal, and (b) at high curvature artificial root canal.

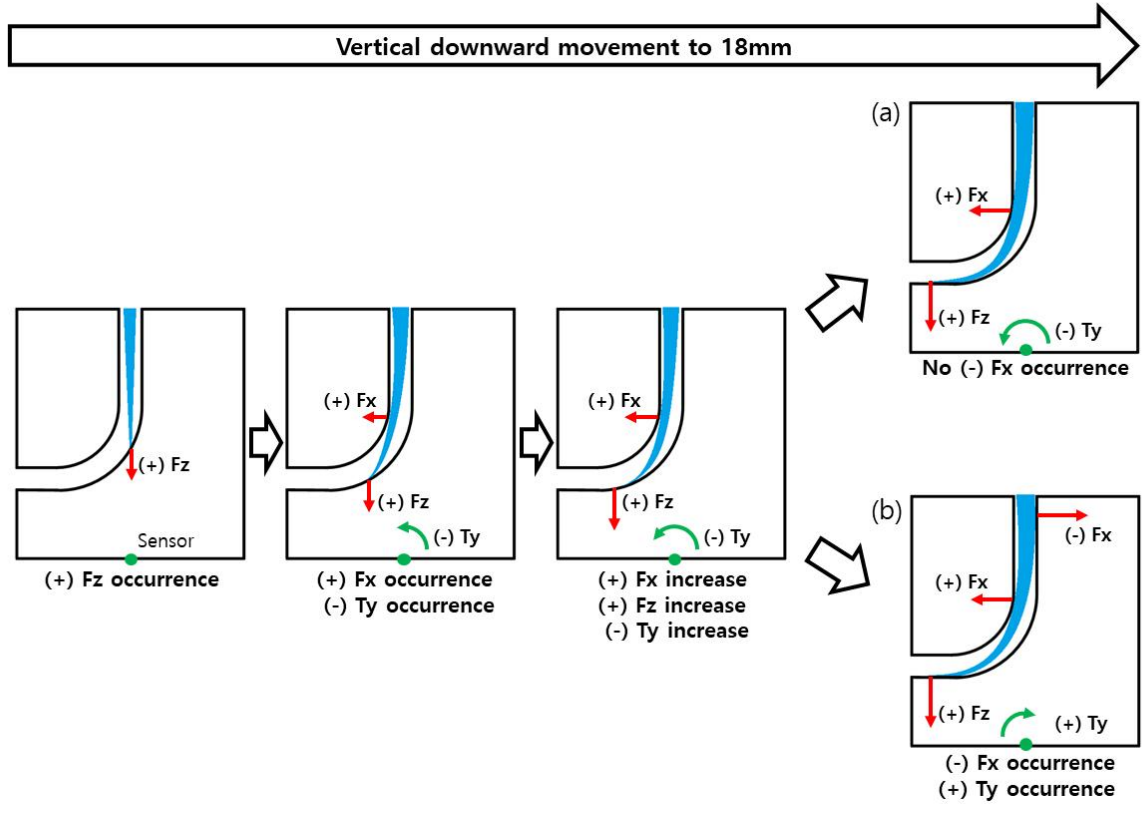


Figure 18. Analysis of Fx, Fz, and Ty generated by the Ni-Ti files in the low curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. (a) ProFile, and (b) ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM.

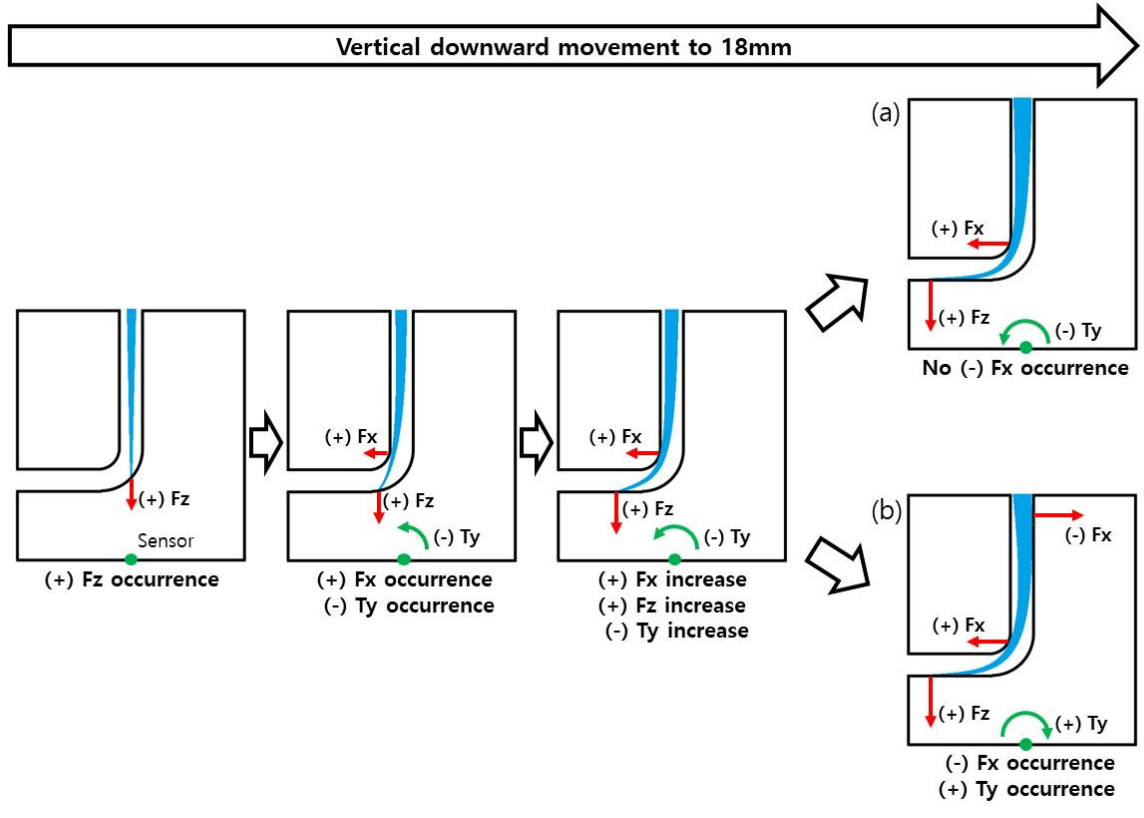


Figure 19. Analysis of Fx, Fz, and Ty generated by the Ni-Ti files in the high curvature artificial root canal during cyclic dynamic movement. (a) ProFile, and (b) ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, HyFlex EDM.

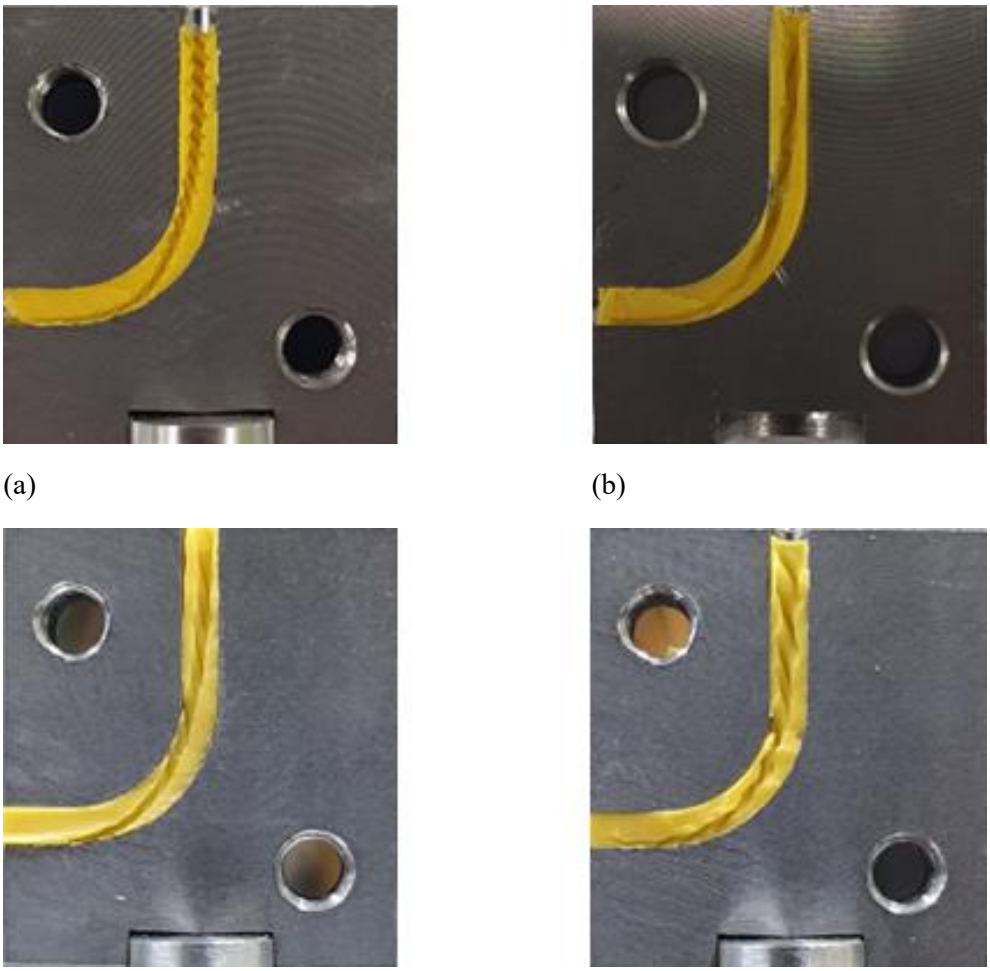


Figure 20. Position and contact points of each Ni-Ti file in the low curvature artificial root canal. (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.

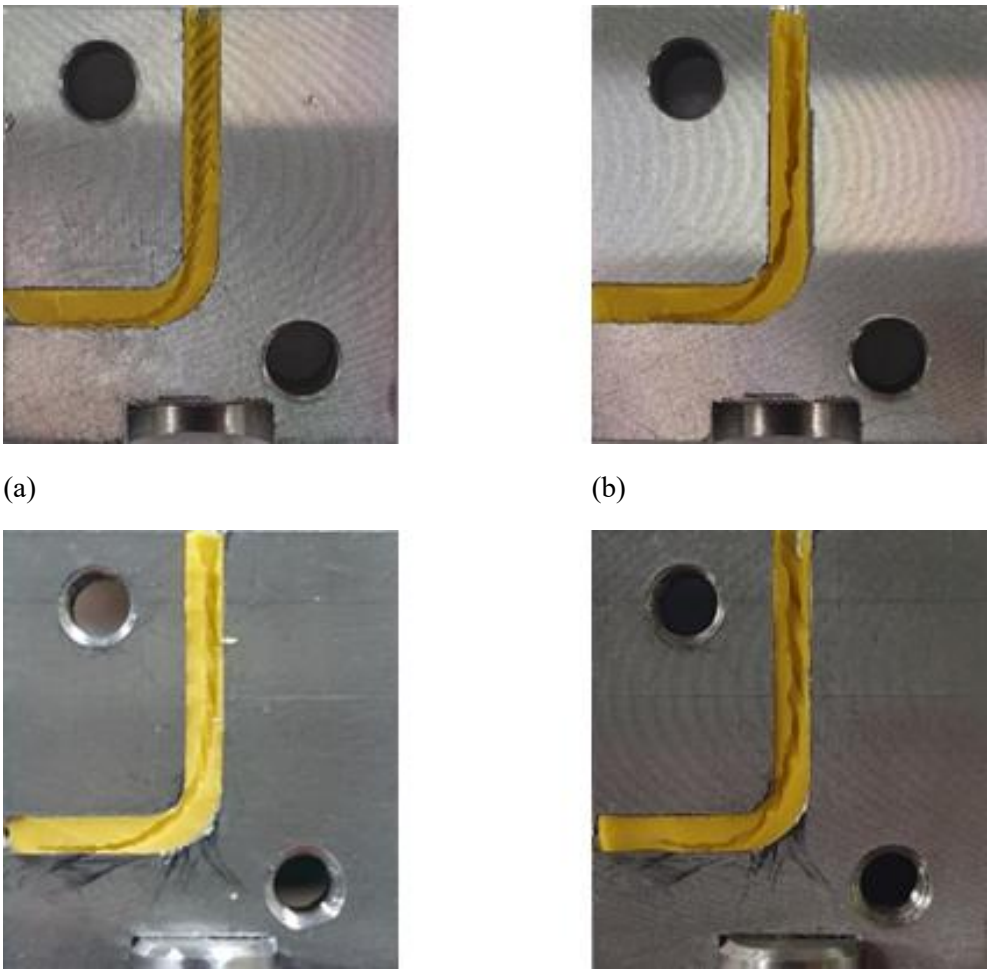
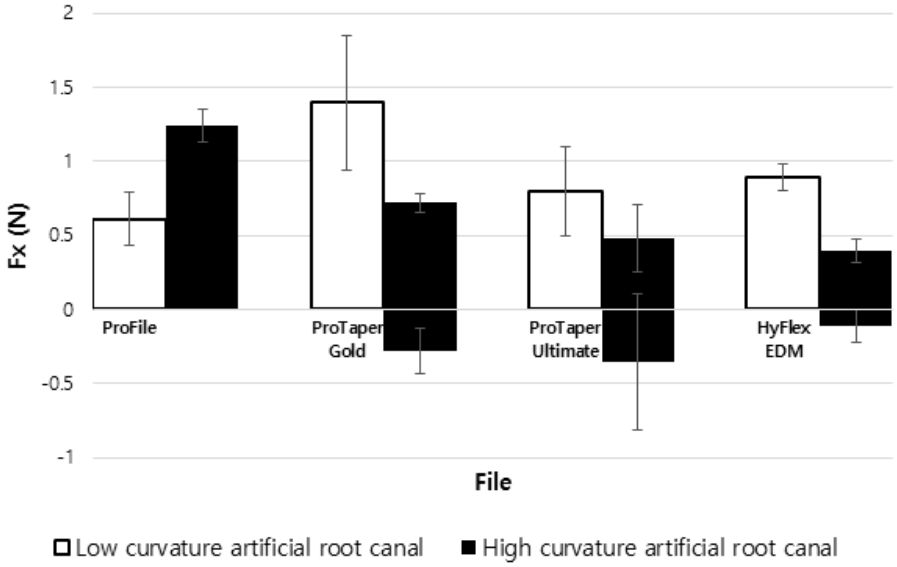
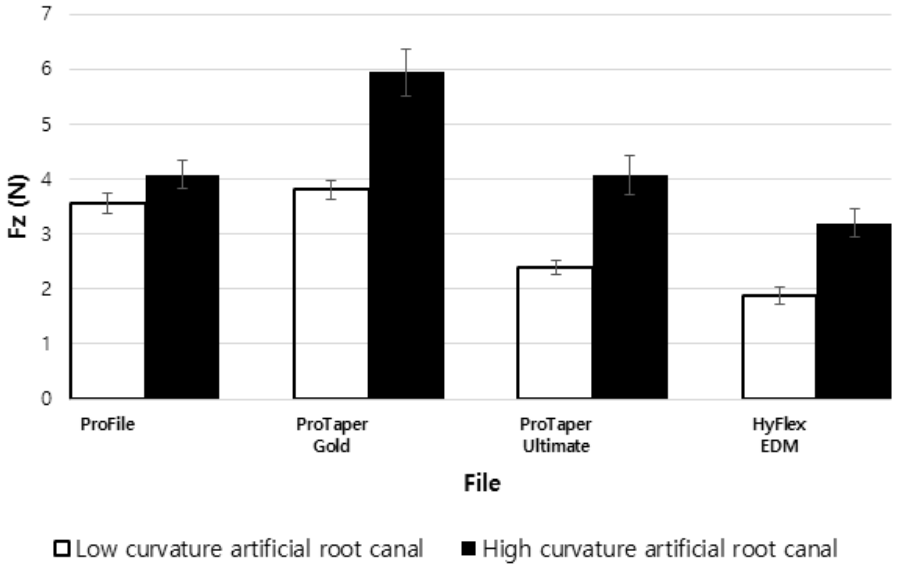


Figure 21. Position and contact points of each Ni-Ti file in the high curvature artificial root canal. (a) ProFile, (b) ProTaper Gold, (c) ProTaper Ultimate, (d) HyFlex EDM.



(a)



(b)

Figure 22. Fx and Fz of the Ni-Ti files at the low/high curvature artificial root canals during cyclic dynamic movement. (a) Fx, (b) Fz.

Abstract

6-axis Force and Torque Measurement during Root Canal Preparation with Rotary Ni-Ti Endodontic Files

Hyungwoo Lee, D.D.S.

Program in Conservative Dentistry

Department of Dental Science

The Graduate School, Seoul National University

(Directed by Prof. In-Bog Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.)

Objective. The purpose of this study was to compare the bending resistance, torsional fracture resistance, and cyclic fatigue resistance of four rotary Ni-Ti files and to analyze the 6-axis forces and torques generated during cyclic dynamic movement in the curved artificial root canals.

Methods. The four rotary Ni-Ti files used in this study were ProFile (Dentsply Sirona, Johnson City, TN, USA, #25/.06), ProTaper Gold F2

(Dentsply Sirona, #25/.08), ProTaper Ultimate F2 (Dentsply Sirona, #25/.08), and HyFlex EDM Onefile (Coltène-Whaledent, Altstätten, Switzerland, #25/.08). An U-Mechanics Analyzer (IB Systems, Seoul, Korea) was used to measure the 6-axis forces and torques. The bending resistance and torsional fracture resistance of files were measured according to ISO 3630-1 (n=10). Two artificial root canals with different curvatures were used to measure the cyclic fatigue resistance and 6-axis force/torque of the files during cyclic dynamic movement (n=10). The fractured files were observed with a scanning electron microscope.

Results. The bending resistance of files decreased in the order of ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, ProFile, and HyFlex EDM. The torque difference between bending and returning to the original position is hysteresis. The maximum hysteresis to the maximum torque, hysteresis ratio, decreased in the order of HyFlex EDM, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, and ProFile. The angle at which torque is zero during returning to the original position is residual angle. The residual angle also decreased in the order of HyFlex EDM, ProTaper Gold, ProTaper Ultimate, and ProFile. The torsional resistance of ProTaper Gold was the highest, but the rotation angle to fracture was the lowest. HyFlex EDM had the highest rotation angle to fracture and showed the most torsional deformation in SEM image. For cyclic fatigue resistance, HyFlex EDM showed the greatest numbers of cycles to failure (NCF) in both canals. The regression analysis of the hysteresis ratio and residual angle with NCF showed high correlations. Ni-Ti files showed different 6-axis forces/torques and changing patterns during cyclic dynamic movement in the artificial root canal.

Conclusion. Several different rotary Ni-Ti files with similar size and taper showed different bending resistance, torsional fracture resistance, and cyclic

fatigue fracture resistance. The 6-axis force/torque measurement during cyclic dynamic movement in curved artificial root canals could estimate the 3-dimensional positions and contact points of the files in the root canals. This allows us to infer the morphology of the shaped root canal.

keywords : rotary Ni-Ti file, Bending resistance, Torsional resistance, Cyclic fatigue resistance, Hysteresis ratio, 6-axis force and torque
***Student Number* : 2020-33766**