ProTaper Universal에 축적된 내부 응력이 피로 파절에 미치는 영향

강릉원주대학교 치과대학 치의학과 치과보존학교실

조윤성 · 김진우 · 조경모 · 박세희

본 연구는 ProTaper Universal에 의도적으로 부여한 내부 응력이 피로 파절에 미치는 영향을 평가하였다. 25 ㎜ 길이의 S1, S2, F1, F2, F3, F4 그리고 F5 파일을 내부 응력을 부여하기 위해서 Endo-Training-Bloc (Dentsply Maillefer)에 auto-stop 될 때까지 속도 300 rpm, 토크 1.0 N㎝의 값으로 밀어 넣었다. 부여한 내부 응력의 횟수에 따라 각각 Stress 0 군(대조군), Stress 1 군, Stress 2 군 그리고 Stress 3 군으로 분류하였다. 경사진 유리판을 사용하였고 파일 파절 시간을 측정하였다.

모든 파일에서는 Stress 3 군은 대조군에 비해 Ni-Ti 파일의 파절 시간이 감소하였고 F2와 F3에서 모든 실험군은 대조군에 비해 파절 시간이 감소하였다. F4와 F5에서 Stress 2 군과 Stress 3 군이 대조군에 비해 파절 시간이 감소하였다. ProTaper Universal의 피로 파절은 파일에 축적된 내부 응력에 의해 영향을 받는다.

주요어: 자동역회전, 자동정지, 피로파절, 내부응력, ProTaper Universial, 파절

(구강회복응용과학지 2012:28(1):57~66)

서 론

회전식 Ni-Ti 파일은 전통적으로 널리 사용되어져 온 스테인리스 스틸 파일에 비해 유연하고 탄성한계가 높아,[1,2] 근관 성형시 근단공 부위에서 transportation과 같은 근단공의 위치 변화를 최소로 하고 근관의 형태와 위치를 유지할 수 있다.[3-5]

그러나 Ni-Ti 파일은 스테인리스 스틸 파일과는 달리 육안으로 관찰 가능한 풀림과 같은 소성변형 없이 갑작스럽게 파절이 발생하며,[6] 내부 응력이 축적되어 기구의 수명이 감소된다.[7] 파절의 발생 기전은 비틀림 파절(torsional failure)과 피로 파절(cyclic fatigue failure)의 두 가지 기전이 있다.[8,9] 비틀림 파절은 근관 벽에 파일이 끼어 있는 동안 지속되는 회전에 의해 Ni-Ti alloy의 탄성한계가 초과될 때 발생하고, 피로 파절은 끼임 없이 만곡 근관에서 파일이 계속적으로 회전할 때 파일의 만곡 부위에서 인장력과 압축력을 반복적으로 받으며 발생한다.[10,11]

회전식 Ni-Ti 파일을 회전시킬 때 일정한 속도와 토크 값의 유지를 위해 전기 모터를 사용한다.[12] 이러한 전기모터에는 파일에 설정된 값 이상의 토크가 걸린 경우 원래의 회전 방향과 반대로 파일을 회전시키거나 회전을 정지시켜 비틀림 응력(torsional stress)에 의한 파절을 방지하기 위한 auto-reverse 또는 auto-stop 기능을 갖추기도 한다. Auto-reverse 기능에서는 반시계 방향으로 파일이 회전하면서 전단 응력과 변형이 발생하고,[13] 파일 내부의 스트레스 누적은 Ni-Ti 파일의 초탄성(super-elasticity)에는 변화를 주지는 않지만 피로 파절을 유발할 수 있다.[14] Ullmann 등은 ProTaper F파일에 피로응력이 축적될 경우 비틀림 파절 저항이 감소하며 인장 응력의 축적은 파일의 직경과 관계 있음을 보고하였다.[9] 그러나 비틀림 응력에 의해 축적된 내부 응력이 피로 파절에 미치는 영향에 대한 연구는 부족한 실정이다.

이에 본 연구는 의도적으로 유발시킨 auto-stop 기능으로 ProTaper Universal에 내부 응력을 부여한 후, 그 파일의 피로 파절을 측정하여 내부 응력과 피로 파절의 관계를 평가하고자 한다.

교신저자: 박세희, DDS, PhD
강원도 강릉시 강릉대학로 120, 강릉원주대학교 치과대학 치의학과 치과보존학교실
Tel: +82-33-640-2760, H.P: +82-10-4847-7952, Fax: +82-33-640-3103, E-mail: drendo@gwnu.ac.kr
원고접수일: 2011년 12월 23일, 원고수정일: 2012년 1월 8일, 원고채택일: 2012년 3월 25일

연구 재료 및 방법

본 실험에서 사용한 회전식 Ni-Ti 파일은 25 ㎜ 길이의 ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)이며, S1, S2, F1, F2, F3, F4 그리고 F5의 일곱 가지 크기를 사용하였다. 전기 모터는 토크 조절 기능과 auto-reverse/auto-stop 기능이 있는 X-SMART (Dentsply Maillefer)를 사용하였다.

회전식 Ni-Ti 파일에 내부 응력을 부여하기 위한 레진 모형 근관으로 .02 taper Endo-Training-Bloc (Dentsply Maillefer)을 사용하였고, 각각의 파일에 내부 응력을 부여할 때는 모두 새 모형 근관을 사용하였다.

회전식 Ni-Ti 파일을 임의로 10 개씩 나누어, 각 실험 군에 따라 횟수를 달리하여 내부응력을 부여하였다. 내부 응력을 부여하기 위한 방법으로 고정된 Endo-Training-Bloc에 Ni-Ti 파일을 설정 값의 토크가 걸려 파일이 멈출 때까지 일정한 속도로 밀어 넣었다. 이 때 전기 모터는 속도 300 rpm, 토크 값 1.0 N㎝, auto-stop으로 설정하였다. 내부 응력 조건을 가능한 일정하게 반복 재현하기 위하여 한 명의 실험자에 의해 실험은 진행되었다.

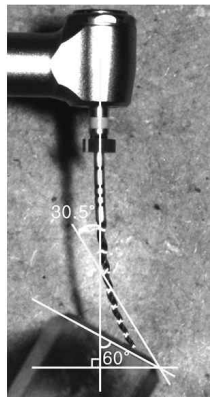

Fig. 1. Representative photograph of cyclic fatigue test (Inclined glass plane).

회전식 Ni-Ti 파일에 내부 응력을 1 회에서 3 회까지 부여하였으며 (Stress 1 군, Stress 2 군, Stress 3 군), 대조군인 Stress 0 군에는 내부 응력을 부여하지 않았다(n=10).

피로 파절 측정 방법으로는 Li 등이 사용한 경사진 면(inclined plane) 방법을 응용하여 이용하였다.[15] 내부 응력이 부여된 각각의 회전식 Ni-Ti 파일들을 전기 모터와 유리판을 바이스에 고정하여 파일이 60°의 각도로 경사진 유리판에 일정 길이만큼 접촉하도록 한 후(Fig. 1), 회전하기 시작한 때부터 파일이 부러질 때까지의 시간을 기록하였다. 유리판에는 1 ㎜ 깊이의 구를 형성함으로써 파일이 회전하는 동안 유리판의 일정부위에서만 회전하도록 하였고, 회전 부위에 윤활제를 도포하여 파일과 유리판 사이의 마찰을 최소화하였다. 유리판과 회전 시 접촉하는 Ni-Ti 파

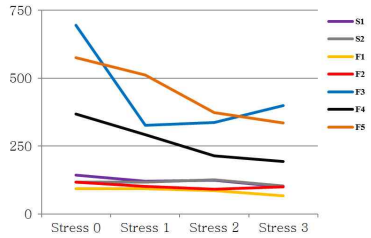

Fig. 2. Time for separation of ProTaper Universal.

일의 길이는 약 4 ㎜였으며, Ni-Ti 파일의 만곡 각도는 Schneider 법으로 30.5°였다.[16]

회전식 Ni-Ti 파일이 파절된 후, 그 파절 단면은 전계 방출 주사 전자 현미경(Field emission scanning electron microscope[FE-SEM] SU-70, Hitachi, Tokyo, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

대조군을 포함한 모든 실험군에서 측정된 파절되는데 걸린 시간을 SPSS version 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하여 two way ANOVA test로 비교 분석하였으며 Duncan test를 이용하여 95% 유의 수준에서 사후 검정하였다.

결 과

ProTaper Universal의 각 크기에 따라 파절 시간(time for separation)의 평균과 표준 편차를 Table Ⅰ, Fig. 2와 3에 나타내었다.

실험 결과 ProTaper Universal에서 모든 실험군은 Stress 3 군에 비해 Ni-Ti 파일의 파절 시간이 통계적으로 유의성 있게 감소하였다(Fig. 2).

S1의 경우, Stress 3 군에서 Stress 1 군에 비해 유의성 있게 파절 시간이 감소하였다. 그러나 실험군 사이의 통계적 유의성은 관찰되지 않았다(Table Ⅰ, Fig. 3a).

S2의 경우, Stress 0 군, Stress 1 군 그리고 Stress 2 군 사이의 통계적 유의성은 관찰되지 않았고, Stress 3 군은 Stress 2 군에 비해 파절 시간이 통계적으로 유의성 있게 감소하였다(Table Ⅰ, Fig. 3b).

F1의 경우, Stress 3 군은 Stress 1 군에 비해 유의성 있게 파절 시간이 감소하였다(Table Ⅰ, Fig. 3c).

F2와 F3의 경우, 대조군에 비해 나머지 모든 실험 군에서의 파절 시간이 통계적으로 유의성 있게 감소하였다(Table Ⅰ, Fig. 3d and 3e).

F4와 F5의 경우, Stress 2 군과 Stress 3 군은 대

Table Ⅰ. Mean time for separation of ProTaper Universal (sec, n=10)

	Stress 0	Stress 1	Stress 2	Stress 3
S1	143.51 ± 15.83[a]	120.83 ± 11.22[a,b]	124.73 ± 15.54[a,b]	99.18 ± 16.03[b]
S2	117.15 ± 4.85[a,b]	116.41 ± 8.62[a,b]	126.38 ± 9.49[a]	102.36 ± 10.32[b]
F1	93.41 ± 8.11[a]	92.46 ± 4.67[a]	86.33 ± 7.51[a]	67.25 ± 4.80[b]
F2	117.57 ± 5.18[a]	101.33 ± 6.01[b]	90.58 ± 9.06[b]	99.04 ± 4.34[b]
F3	694.03 ± 137.29[a]	326.86 ± 143.97[b]	336.00 ± 92.83[b]	399.80 ± 117.51[b]
F4	368.69 ± 108.95[a]	291.80 ± 61.73[a,b]	214.01 ± 51.12[b]	193.56 ± 36.48[b]
F5	576.08 ± 172.06[a]	512.14 ± 192.37[a,b]	372.98 ± 132.40[b]	334.69 ± 115.75[b]

The different letter means statistically significant difference (p<0.05) among Stress 0~3 groups in same file

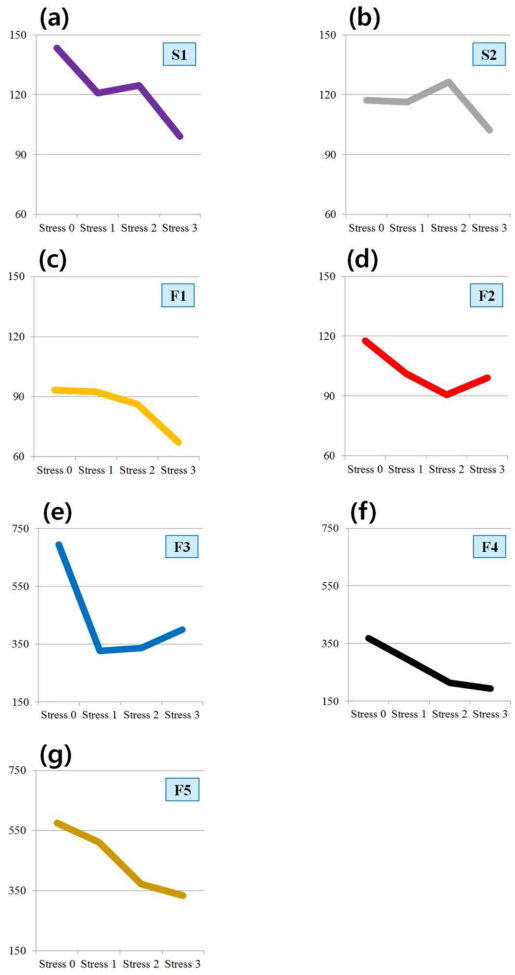

Fig. 3. Time for separation of each file. (a) S1, (b) S2, (c) F1, (d) F2, (e) F3, (f) F4 and (g) F5.

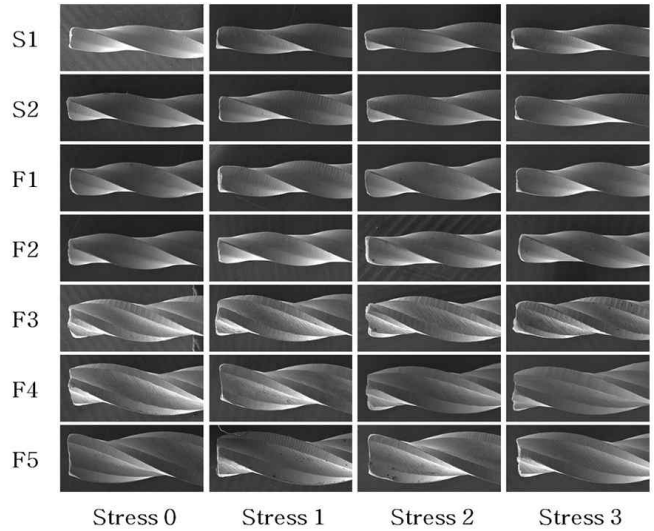

Fig. 4. The longitudinal FE-SEM view without any flute deformation around the fracture point (× 30).

조군에 비해 파절 시간이 통계적으로 유의성 있게 감소하였다(Table Ⅰ, Fig. 3f and 3g).

파절 단면의 주사 전자 현미경 분석 결과 모든 크기의 ProTaper Universal내의 모든 군에서 비틀림 응력에 의한 helical shaft의 변형은 관찰되지 않고(Fig. 4), 파절 단면에서는 microvoid와 지속적인 회전에 의한 dimple이 관찰되는 ductile fracture 양상만 관찰되었다(Fig. 5).

총괄 및 고안

회전식 Ni-Ti 파일의 피로 파절을 측정하는 방법은 다양하다.[17] 피로 파절은 근관의 형태, 즉 만곡 각도와 만곡 반지름에 의해 영향을 받는데, 만곡 각도가 커지거나, 만곡 반지름이 작아질수록 기구의 수명은 짧아진다.[18] 본 연구에서 사용한 경사진 유리판에서 파일을 회전시키는 방법은 근관의 만곡 각도는 재현할 수 있으나 만곡 반지름을 재현할 수 없다는 한계가 있지만,[15,17] 비교적 간단하며 다른 측정 방법에 비해 마찰에 의한 기구의 손상을 줄일 수 있다는 장점이 있다.

Auto-reverse 기능에서는 반시계 방향으로 파일이 회전하면서 auto-stop 기능과 비교 시 더 큰 전단 응력과 변형이 발생하고,[13] Ni-Ti 파일의 비틀림 파절이 일어날 수 있다. 그러므로 본 실험에서는 전기 모터에서 설정된 토크에 도달한 시점에서 파일이 멈추는 auto-stop으로 설정하여 일

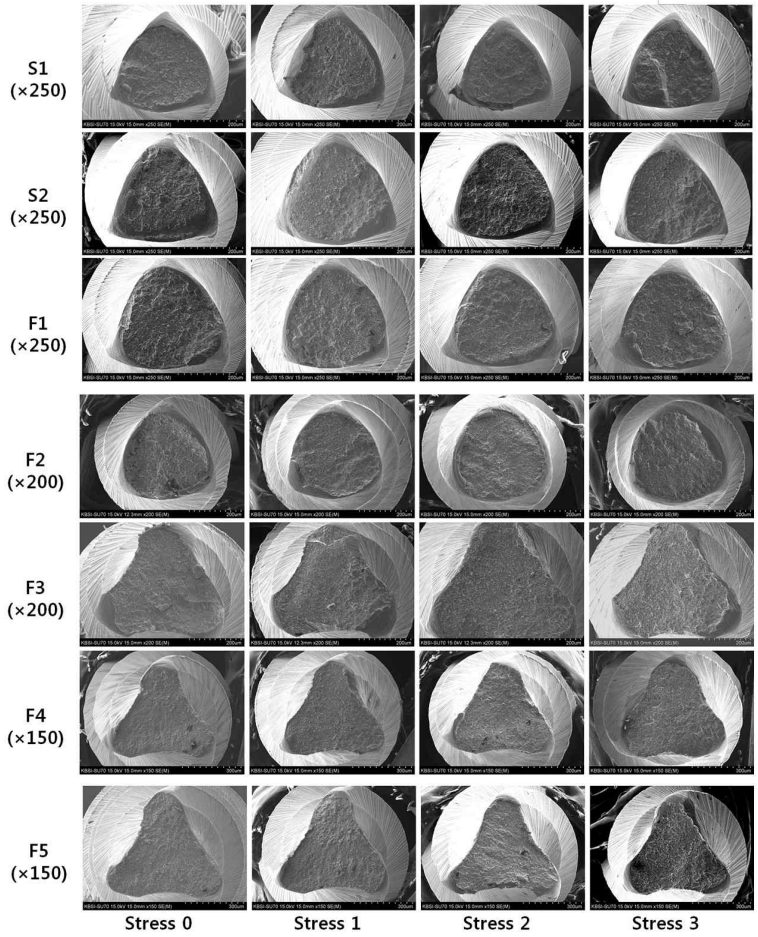

Fig. 5. FE-SEM view of separated surface of ProTaper Universal.

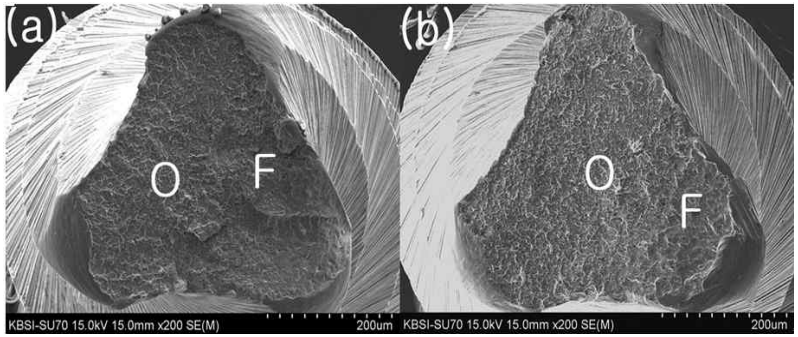

Fig. 6. FE-SEM view of the fractured surface. The abscense of circular abrasion marks in the center of rotation. (200) (a) New instrument (F3, Stress 0) that has been subjected solely to in vitro cyclic fatigue stresses. (b) Instruments which was induced internal stress (F3, Stress 3) that has been subjected to in vitro cyclic fatigue stresses.
O, overload zone; F, fatigue zone.

정한 torsional stress 이상이 가해지지 않도록 내부 응력을 부여하였다.

본 실험에서 내부 응력을 가한 후 파일에 존재하는 resin 잔사가 묻은 길이를 측정하여 비틀림 스트레스를 받은 지점을 계산하였다. 모든 파일의 첨단으로부터 5 ㎜에서 9 ㎜ 지점까지 잔사가 묻어 나온 것으로 보아 그 부위가 내부 응력을 받은 지점으로 생각되어, 경사면(inclined plane)에 약 4 ㎜가 접촉하게 하여 내부 응력을 받은 지점이 만곡 부위에 포함되게 하였다.

피로 파절에 영향을 미치는 여러 요인 중 파일의 직경과 단면적이 있다. 본 실험에서 사용한 회전식 Ni-Ti 파일인 ProTaper Universal의 단면은 볼록한 삼각형, tapered core의 특징을 가지고 있으며 F3에서 F5까지는 오목한 부위로 인해 높은 유연성을 보인다. ProTaper의 피로 파절은 파일의 사이즈가 증가할수록 빨리 발생한다는 보고가 있지만,[9,19,20] 본 실험에서는 S1에서 F5로 파일의 직경이 증가함에 따라 피로 파절이 늦게 발생하였다. 여러 연구에서 만곡의 반지름은 파일 파절의 중요한 인자이며, 반지름이 커질수록 파일의 피로에 미치는 영향과 파절의 위험도가 감소한다고 하였는데,[6,19,21,22] 이는 파일의 직경이 증가함에 따라 강성(stiffness)도 증가하여 파일의 펴지려는 성질 때문에 만곡 각도는 60°로 일정하였지만 만곡 반지름이 증가하였다. 이러한 이유로 본 실험에서는 파일의 직경이 증가할수록 피로 파절 저항이 증가된 것으로 생각된다.

본 연구에서 기존의 연구와 다르게 F2의 경우, F3에 비해 특히 큰 차이로 피로 파절이 빨리 발생하였다. 단면적의 크기가 피로 파절에 영향을 미치지 않는다는 보고도 있으나,[23,24] Grande 등은 ProTaper에서 금속 단면적이 증가하면 피로 파절이 빨리 발생한다고 보고하였고,[19] Kim 등은 파일 횡단면적이 넓을수록 비틀림 저항이 높아지고 유연성이 떨어진다고 보고하였다.[25] 본 연구에서는 D1에서의 직경은 F3가 F2에 비해 더 크지만, 최대 만곡 지점인 D5-D6 상방 지점에서는 F3의 단면적이 F2에 비해 더 작아서 유연해졌기 때문에 F2의 주기 피로 파절이 빨리 발생한 것으로 생각된다.[19]

ProTaper의 파절 발생 빈도는 2.4%이고 임상적으로 적어도 4 회는 안전하게 재사용될 수 있다고 보고되고 있으나,[26] 본 실험의 결과에서 모든 크기의 파일에서 내부 응력을 받은 경우, 대조군에 비하여 파절에 걸리는 시간이 감소하였다. S1, S2 그리고 F1과 같이 작은 직경의 ProTaper Universal에서는 auto-stop 기능이 3 회 반복된 경우, 대조군에 비해 유의성 있게 시간이 감소하였다. 따라서 ProTaper Universal S1, S2 그리고 F1은 auto-stop이 3 회 작용하면 그 파일은 재사용하지 않는 것이 추천되며, F2와 F3은 1 회만 작용하더라도 그 파일을 재사용하지 않는 것이 추천된다. F4와 F5은 2 회 작용하면 그 파일은 재사용하지 않는 것이 추천된다.

Ounsi 등은 새 파일과 비교하여 임상적으로 사용 후 피로 파절 시험 시 다발성의 crack이 shaft의 주변부에서 내부로 전파되는 overload zone이 크게 나타나며 응력이 집중되어 파절이 빠른 속도로 진행된다고 하였고, 반면 파절이 느린 속도로 진행되어 보여지는 progression mark가 나타나는 fatigue zone은 작게 나타난다고 하였다.[27] 본 연구에서도 내부 응력이 가해지지 않았던 새 파일과 내부 응력이 가해진 후 피로 파절이 시행된 파일을 비교 시, 내부 응력이 가해졌던 경우 중앙의 overload zone이 크게 관찰되고 fatigue zone은 작게 관찰되었다(Fig. 6). 이는 내부 응력이 가해진 경우 파절이 더 빠른 속도로 진행되었다는 것을 의미한다고 생각된다.

만일 과도한 비틀림 응력에 의한 비틀림 파절이 발생하였다면 비틀림 파절의 전형적인 양상으로 원형의 마모 표시와 회전 중심 근처의 기울어진 dimple이 관찰되어야 한다.[28] 본 실험에서 사용된 모든 파일의 파절 단면에서 비틀림 응력에 의한 파절 양상은 관찰되지 않은 것으로 보아, 비틀림 파절은 발생하지 않은 것으로 생각된다.

결 론

ProTaper Universal 내부에 축적된 비틀림 응력은 피로 파절에 영향을 주며, 수명을 감소시킨다. 토크 조절성 전기 모터의 auto-stop 기능으로 과도한 토크 부하 여부를 알 수 있으므로 ProTaper Universal을 사용시 토크 조절성 전기 모터를 사용할 것이 추천되며 auto-stop 기능이 발생하였다면 그 파일은 가능한 재사용하지 않는 것이 추천된다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2011년도 강릉원주대학교치과병원 학술연구조성비(2011-0089) 지원에 의하여 수행되었음.

참 고 문 헌

1. 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.
2. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL, Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24:843-847.
3. Ayar LR, Love RM. Shaping ability of ProFile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J* 2004;37:593-601.
4. Al-Sudani D, Al-Shahrani S. A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3, and RaCe Nickel Titanium rotary systems. *J Endod* 2006;32:1198-1201.
5. Gambill JM, Alder M, del Rio CE. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* 1996;22:369-375.
6. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.

7. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004;30:228-230.
8. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161-165.
9. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31:183-186.
10. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30:559-567.
11. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30: 722-725.
12. Park SH, Seo HW, CU. H. An evaluation of rotational stability in endodontic electronic motors. *J Kor Acad Cons Dent* 2010;35:246-256.
13. Necchi S, Petrini L, Taschieri S, Migliavacca F. A comparative computational analysis of the mechanical behavior of two nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2010;36:1380-1384.
14. Bahia MG, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VT. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2005;38: 795-801.
15. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28:448-451.
16. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32:271-275.
17. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35: 1469-1476.
18. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006;32: 1031-1043.
19. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39:755-763.
20. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97:251-256.
21. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:540-542.
22. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434-440.
23. Kim JG, Kum KY, ES. K. Comparative study on morphology of cross-section and cyclic fatigue test with different rotary NiTi files and handling methods. *J Kor Acad Cons Dent* 2006;31:96-102.
24. Hwang SY, Oh SR, Lee Y, Lim SM, KY. K. Effect of cross-sectional area of 6 nickel-titanium rotary instruments on the fatigue fracture under cyclic flexural stress: a fractographic analysis. *J Kor Acad Cons Dent* 2009;34.
25. Kim HC. Mechanical and geometric features of endodontic instruments and its clinical effect. *J Kor Acad Cons Dent* 2011;36:1-11.
26. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod* 2006;32:1139-1141.
27. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007;33:737-741.
28. Yum J, Cheung GS, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37:382-386.

Effect of Internal Stress on Cyclic Fatigue Failure in ProTaper Universal

Yun-Sung Jo, Jin-Woo Kim, Kyung-Mo Cho, Se-Hee Park

Department of Conservative Dentistry, Gangneung-Wonju National University, School of Dentistry

The purpose of this study was to evaluate the relation between intentionally induced internal stress and cyclic fatigue failure of ProTaper Universal. ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) S1, S2, F1, F2, F3, F4 and F5 (25 ㎜ length) were used in this study. To give the internal stress, the ProTaper Universal were put into the .02 taper Endo-Training-Bloc (Dentsply Maillefer) until auto-stop by torque controlled motor. The rotation speed was 300 rpm and torque value was 1.0 N㎝. ProTaper Universal were grouped by the induced number of internal stress and randomly distributed among one control group and three experimental groups (n=10). The four groups were Stress 0 (control), Stress 1, Stress 2 and Stress 3. These instruments were rotated until separation. For cyclic fatigue measurement, inclined plane was used and time for separation was recorded. It was statistically analyzed using two-way ANOVA and Duncan post-hoc test at 95% confidential level. In all ProTaper Universal, there was statistically significant decrease on time for separation in Stress 3. In F2 and F3, there were statistically significant difference between control group and all experimental groups. And in F4 and F5, Stress 2 and 3 groups showed significantly lower cyclic fatigue resistance from Stress 0 group. In the limitation of this study, cyclic fatigue failure of ProTaper Universal is influenced by accumulated internal stress.

Key words: Auto-reverse; Auto-stop; Cyclic fatigue failure; Internal stress; ProTaper Universal; Separation

Correspondence to : Se-Hee Park, DDS, PhD Assistant Professor
Dept. of Conservative Dentistry, Gangneung-Wonju National University School of Dentistry,
Gangneung Daehangno 120, Gangneung, Gangwon, South Korea 210-702
Tel: +82-33-640-2760, Fax: +82-33-640-3103, E-mail: drendo@gwnu.ac.kr
Received: December 23, 2011, Last Revision: January 8, 2012, Accepted: March 25, 2012