https://doi.org/10.14368/jdras.2025.41.1.36
ISSN 2384-4353 eISSN 2384-4272

Original Article

Effect of center of gravity change to vibration pattern of cordless endodontic handpieces

Hyo-Jin Ji[1], Young-Jin Yook[1], Myung-gon Yoon[2], Se-Hee Park[1], Kyung-Mo Cho[1], Jin-Woo Kim[1]*

[1]*Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Gangneung-Wonju National University, Gangneung, Republic of Korea*

[2]*School of Mechanical and Automotive Engineering, Gangneung-Wonju National University, Gangneung, Republic of Korea*

Purpose: The aim of this study is to investigate the effect of center of gravity changes on the vibration pattern of five types of cordless endodontic handpieces. **Materials and Methods:** The cordless endodontic handpieces X-Smart IQ, Endo A Class, TRAUS ENDO, ENDOIT, and E-connect S were used in accordance with the manufacturers' instructions for experiments involving the continuous rotation and reciprocating motion of nickel-titanium files, Protaper Universal F2, and Reciproc R25. The root mean square (rms) of acceleration was measured using a triaxial accelerometer attached to the handpiece head. Additionally, vibration magnitude variations were analyzed according to different weight center positions of the CEH. **Results:** Regardless of the weight center, reciprocating rotation generated greater vibration than continuous rotation. Furthermore, as the single support point holding the handpiece approached the weight center, the overall vibration of the CEH decreased. It was also observed that when the weight center shifted toward the rear of the handpiece, the rate of vibration increase was greater than when it shifted toward the front. **Conclusion:** The vibration of CEHs is influenced by weight center variations, and a properly designed weight center can contribute to reducing vibration. **(J Dent Rehabil Appl Sci 2025;41(1):36-45)**

Key words: vibration; acceleration; center of gravity; cordless endodontic handpiece; hand-transmitted vibration

서론

근관치료를 위한 새로운 장비와 기술에 대한 연구가 꾸준히 이어져 왔으며, 근관 성형을 위한 기구 영역에서도 전통적인 수용 기구에서부터 시작해 연속회전운동방식의 파일을 사용하는 엔진구동용 기구와 최근 들어서는 왕복회전운동(engine-driven reciprocating)방식의 파일을 사용하는 엔진구동용 기구 등이 개발되어 사용되고 있다.[1]

엔진구동 기구는 수용기구에 비해 삭제가 빠르고, ledge발생이 적으며, 더 적절한 taper를 가진다는 장점이 있으나,[2] 파절 위험성이 높고,[3] 엔진을 사용하기 때문에 진동도 필연적으로 동반된다.[4] 왕복회전운동으로 근관 성형할 경우 연속회전운동에 비해, 파일에 가해지는 응력을 감소시켜 기구 파절의 위험성을 줄이고,[5] 근관 성형을 빠르게 할 수 있고,[6] 근관의 변형이 적게 발생한다는 장점이 있으나,[7] 반시계방향과 시계방향으로 회전방향이 주기적으로 변하기 때문에 진동이 발생한다는 단점이 있다.[8]

배터리의 발달과 모터의 소형화를 통해 개발된 무선 근관 치료용 핸드피스(cordless endodontic handpiece, CEH)는 기존의 유선 핸드피스에 비해 이동이 편리하다.

*Correspondence to: Jin-Woo Kim
Professor, Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Gangneung-Wonju National University, 7, Jukheon-gil, Gangneung, 25457, Republic of Korea
Tel: +82-33-640-3189, Fax: +82-33-640-3103, E-mail: mendo7@naver.com
Received: January 9, 2025/Last Revision: February 4, 2025/Accepted: February 11, 2025

Copyright© 2025 The Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion.
©It is identical to Creative Commons Non-Commercial License.

하지만 CEH는 전원 공급을 위한 배터리와 모터를 내장할 수밖에 없어 자체의 무게가 증가되고, 특히 왕복회전 운동 모드로 사용할 경우 회전방향 변경에 따른 모터의 진동이 CEH에 더 크게 전달된다는 단점이 있을 수밖에 없다.[9] 또한 모터, 기어, 배터리 등의 주요부품의 구성과 배치, 무게, 무게중심 등이 제품마다 달라 표준화되지 않았다는 문제도 있어, 비슷한 무게와 크기의 CEH임에도 불구하고 발생하는 진동이 다르게 느껴지는 경우가 있다.[9]

이에 본 연구에서는 시중에서 사용되는 5가지 CEH의 가속도를 측정한 뒤, 무게중심별로 CEH의 진동의 절대적인 크기 변화 및 운동 방향에 따른 진동을 비교하여, 무게중심의 변화가 CEH의 진동에 미치는 영향을 알아보고자 했다.

연구 재료 및 방법

본 연구에 사용한 CEH는 다섯 가지로, 모두 연속회전 운동 및 연속왕복운동 근관 성형법이 가능하였고, CEH 종류와 무게 및 제조사는 Table 1에 기술하였다. 연속회전운동용 파일과 왕복회전운동파일은 각각 다른 파일이 사용되었고, 각 파일의 RPM과 토크는 제조사 권장사항에 따라 설정하였다.

3축 가속도 센서(ADXL335, Texas Instrument, Dallas, USA)를 이용해 각 CEH의 진동을 측정하였다. 센서의 신호를 계측용 연산증폭기(INA2126, Analog Device, Cambridge, USA)를 이용한 차등증폭회로(differential amplifier)에서 증폭하였다. 증폭된 가속도 신호는 DAQ 보드(PCI-6251, National Instrument, Austin, USA)의 아날로그 신호로 입력하고, 이를 컴퓨터에서 Matlab (Mathworks, Natick, USA) 프로그램으로 획득하고 분석하였다(Fig. 1).

3축 가속도 센서는 CEH의 헤드 부위에 파라핀 왁스로 헤드 상부면과 평행하게 부착하고, 가속도계에 연결된 전선이 간섭하는 현상을 최소화하기 위해 힘이 가해지지 않는 방향으로 전선을 고정하였으며, x, y, z축으로 발생하는 가속도를 각각 측정하였다. 이 때 x축은 CEH의 장축과 CEH에 끼운 파일의 장축에 수직인 방향, y축은 x축과 수직이면서 바닥과 평행한 방향, z축은 바닥에 수직인 방향으로 설정하였다(Fig. 2A).

CEH는 임상에서 손으로 잡을 때(변형 펜-파지법)와 최대한 유사하게 재현한 방식으로 클램프로 고정하였다. 이 때의 클램프의 고정 위치는 2명의 술자가 보지 않고 10회 반복해서 잡았을 때 일정하게 재현되는 지점으로 정했다. 변형 펜-파지법을 재현하기 위해 엄지, 검지, 중지가 위치하는 부분에 클램프로 3점 지지(support of 3-point)로 CEH가 흔들리지 않는 최소한의 힘으로 고정하였다. 그리고 클램프에서 후방 50 mm 지점(1점 지지, support of 1-point)에 고무로 싸여 있는 클램프를 설치하고 그 위에 CEH를 올려놓아 총 4점에서 접촉하게 하였다(Fig. 2A).

이 때 50 mm는 2명의 술자가 반복해서 10회 잡았을 때 거리의 평균값으로 설정하였다. 외부의 진동이 개입되는 것을 최소화하기 위하여 그 외의 연결부위는 견고하게 고정하였으며, 연결한 테이블 하방에 외부 충격을 흡수할 수 있는 흡진 패드를 설치하였다.

Table 1. CEH type, weight, manufacturer, and file type, characteristics, application method, and manufacturer used in the experiment

	Instuments	Characteristic	Application	Manufacturer
CEH		Weight (g)	• Continuous rotation • Reciprocating rotation 150° counterclockwise and 30° clockwise	
	X-Smart IQ	199		Dentsply Sirona, Charlotte, USA
	Endo A Class	152		Saeyang, Daegu, South Korea
	TRAUS ENDO	133		Saeshine, Daegu, South Korea
	ENDOIT*	140		MicroNX, Daegu, South Korea
	E connect S	169		Eighteeth, Changzhou, China
File		Size / length		
	Protaper Universal	F2 / 25 mm	250 RPM	Dentsply Sirona, Charlotte, USA
	Reciproc	R25 / 25 mm	300 RPM	VDW, GmbH, München, Germany

*Reciprocating motion in ENDOIT was 180° counterclockwise and 60° clockwise. Because angles in reciprocation motion was fixed.
CEH: cordless endodontic handpiece.

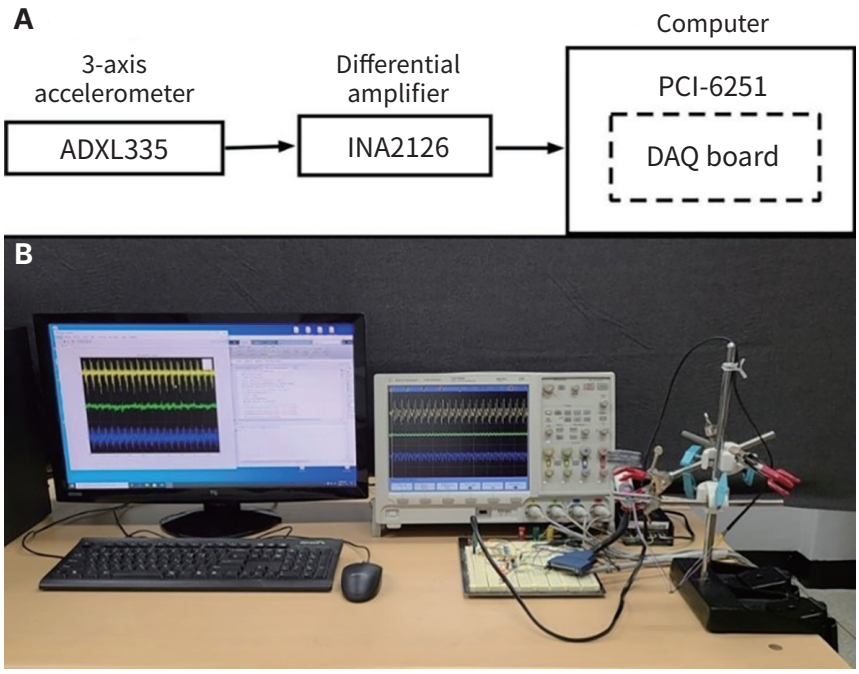

Fig. 1. (A) Schematic diagram of the testing apparatus, (B) Representative photograph of the experimental setup.

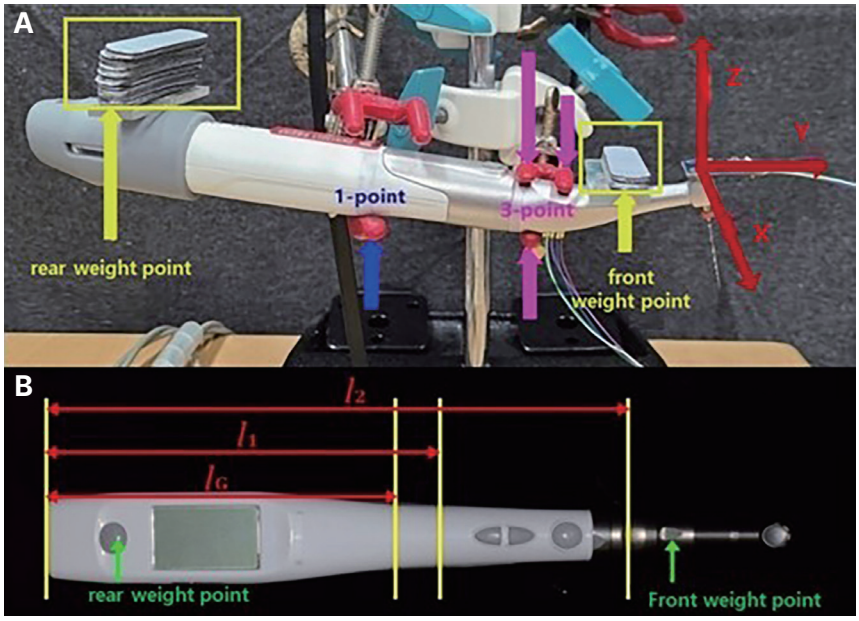

Fig. 2. (A) Representative photograph of the experimental unit. The red arrow indicates the three axes of the accelerometer. The yellow arrow indicates the point where the weight changes. The pink arrow indicates the three-point support, and the blue arrow indicates the one-point support, (B) Representative photograph of cordless endodontic handpiece for expression of length.

각 CEH의 무게를 측정한 뒤, 두께 2 mm의 막대 위에서 평형을 유지하는 지점을 찾아 무선 CEH의 무게중심을 측정하였다. 5개의 CEH에서 동일한 거리에 납 테이프를 부착할 수 있는 최전방과 최후방 위치인, 무게중심으로부터 7.5 cm 떨어진 곳에 아크릴판을 각각 부착하고, 그곳에 납 테이프를 부착하여 무게중심을 이동시켰다. 전체 무게를 유지시키기 위해 앞, 뒤에 부착한 납 테이프의 총량은 100 g으로 통일시켰으며, 10 g 단위로 변화시켜 총 11가지 무게중심을 설정했다. 총 11가지 무게의 하위그룹은 CEH의 앞쪽에 준 무게를 기준으로 Table 2 같이 명명하였다.

각 CEH의 후방 최끝단을 기준으로, 3점 지지점까지의 거리를 l_2, 1점 지지점까지의 거리를 l_1, 무게중심까지의 거리를 l_G라고 명명하였다. 무게중심의 거리 l_G는 CEH에 준 무게에 따라 변하므로 앞쪽에 준 무게를 위 첨자로 표시하였다(Fig. 2B). 예를 들어 앞쪽에 0 g, 뒤쪽에 100 g의 납 테이프를 부착한 경우 l_G^0으로 표시된다. 이 때 기존의 무게중심 위치는 양쪽에 동일한 50 g의 무게를 주었을 때

Table 2. Nomenclature of weight changes

Weight												
	Front	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
	Rear	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
Subgroup		m_0	m_{10}	m_{20}	m_{30}	m_{40}	m_{50}	m_{60}	m_{70}	m_{80}	m_{90}	m_{100}

와 동일하므로 l_G는 l_G^{50}과 같다.

회전방향 2가지, 무게중심변화 11가지 조합의 각각에 대하여 2초 동안 3축의 가속도를 각각 30회 측정하였다. 가속도의 크기는 3축 가속도(각각 ax, ay, az)의 제곱평균제곱근(root mean square, rms, $\sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T [a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)]\, dt}$ (T: 시간))으로 계산하였다. 진동의 크기는 가속도의 크기를 의미한다. 파일, 무게변화에 따른 각각의 조합은 $a^{\text{weight}}_{\text{file}}$로 명명하였다. 파일의 회전 방식에 따라, 연속회전운동 방식의 기구인 PTU는 C로, 왕복회전운동 방식의 기구인 RCP는 R로 표시하였다. 예를 들면, PTU를 사용하여 앞에 0 g, 뒤에 100 g의 납 테이프를 부착했을 때 가속도의 크기는 로 표시된다.

이렇게 구한 가속도의 크기는 연속회전운동과 왕복회전운동의 비교, 무게중심의 변화에 따른 가속도 값의 비교 평가하였다.

통계분석에는 SPSS 26.0 (IBM Corp., Armonk, USA)을 사용하였으며, 제1종 오류수준은 0.05로 하였다. 가속도 크기에 대한 통계 분석은 회전 방식, 무게중심 변화를 주요 변수로 설정하여 진행하였으며, 납 테이프 무게변화에 따른 가속도 크기의 비교를 위해, 변화 전 지점을 기준 '0'으로, 변화 후 지점을 기준 '1'로 가변수 처리하고, 가속도의 크기를 종속변수로 하여, 단순회귀분석을 실시하였다. 회귀 분석을 수행하기에 앞서, 데이터의 정규성을 검토하기 위해 Kolmogorov-Smirnov 검정 및 Shapiro-Wilk 검정을 실시하였으며, 이원배치 분산분석(two-way ANOVA)을 수행하여 회전 방식과 무게중심 변화가 가속도 크기에 미치는 영향을 검토하였다.

결과

각 CEH의 3점 지지점까지의 거리 l_2와 무게중심까지의 거리 l_G는 Table 3에 나타나 있다.

l_2 - l_1은 항상 50 mm이므로 X-Smart IQ는 l_2 - l_G가 50 mm 보다 작아 무게중심이 손에서 3점 지지와 1점 지지 사이에 위치하였으나 나머지 CEH는 1점 지지보다 후방에 위치하였으며, Endo A Class가 가장 후방에 위치했다.

Table 3. Length of the handpiece from the bottom to the center of gravity (l_G, mm), from the bottom to the three-point support (l_2, mm)

	l_G	l_2	l_G - l_2
X-Smart IQ	111	160	49
Endo A Class	96	158	62
TRAUS ENDO	93	149	56
ENDOIT	109	160	51
E connect S	101	154	53

무게중심으로부터 7.5 cm 떨어진 지점에 납 테이프를 붙였을 때의 무게중심 변화를 Table 4에 나타내었다.

X-Smart IQ은 m_{50} - m_{100}에서, Endo A Class는 m_{80} - m_{100}에서, TRAUS ENDO는 m_{70} - m_{100}에서 ENDOIT와 E-connect S는 m_{60} - m_{100}에서 3점 지지와 1점 지지 사이에 무게중심이 위치했다.

총 5개의 CEH에 총 11가지(m_0 - m_{100})로 무게중심을 변화시켰을 때, CEH와 무게중심의 위치에 상관없이 모든 경우에서 왕복회전운동이 연속회전운동보다 큰 가속도 값을 가졌다($a_C^* < a_R^*$). 무게중심의 변화를 주지 않은 경우(m_{50}), 연속회전운동 근관 성형시의 가속도(a_C)와 왕복회전운동 근관 성형시의 가속도(a_R)를 Fig. 3에서 비교하였다.

Fig. 4A는 연속회전운동시 시간그래프에서 가속도 값을 나타내었다. 전반적으로 진동의 급격한 변화가 없어 주기를 측정하는 것이 불가능했으며, 진동이 불규칙한 구간이 존재하는 것을 붉은 점선으로 표시한 부분에서 확인할 수 있었다.

Fig. 4B는 왕복회전운동시 시간그래프에서 가속도 값을 나타내었다. 사이클이 반복되는 동안 급격한 진동가속도 변화가 주기적으로 반복된다. 진동가속도의 피크가 관찰되는 부분은 왕복회전운동시 방향이 바뀌는 순간으로 보였다. X-Smart IQ, Endo A Class, E connect S는 피크 사이의 거리가 일정하게 측정되었으나, TRAUS ENDO와 ENDOIT은 피크 사이의 거리가 일정하지 않았다.

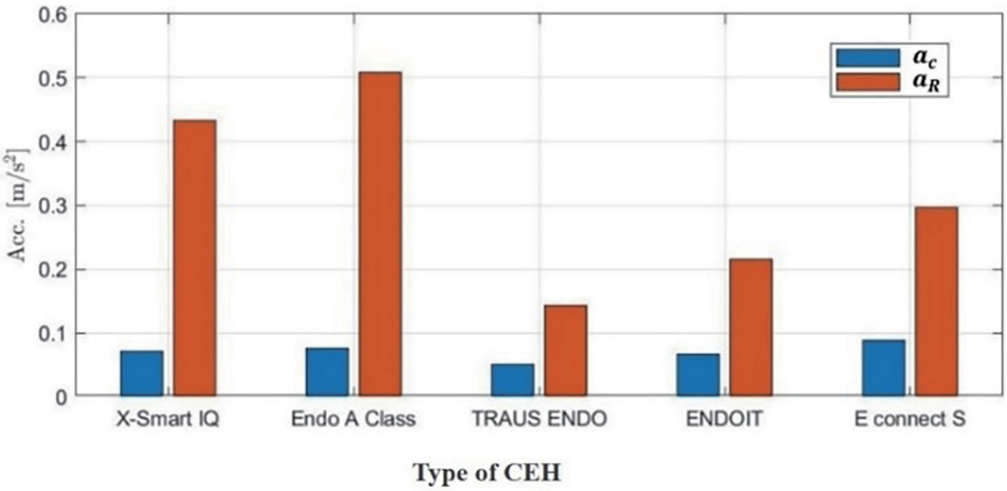

Fig. 3. Measured acceleration data in the case of no weight change (m_{50}).
CEH: cordless endodontic handpiece.

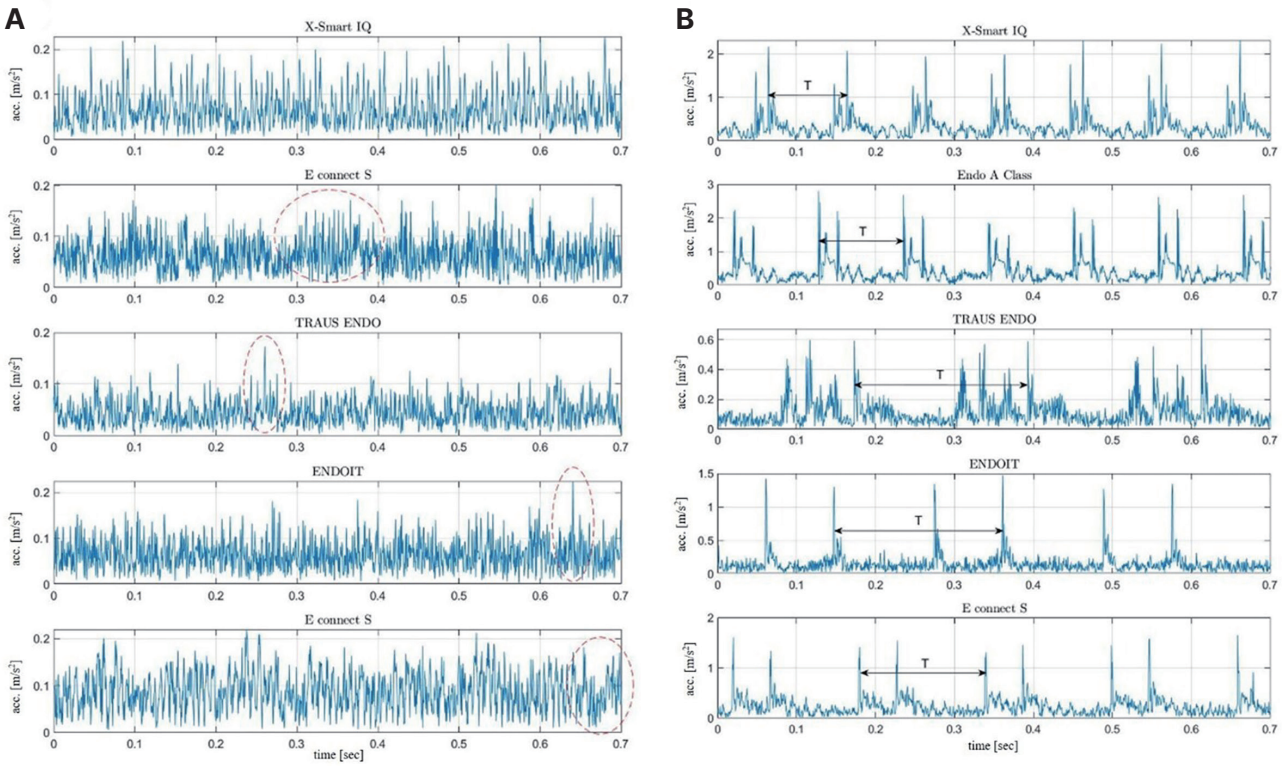

Fig. 4. (A) Measured acceleration data in the continuous rotation motion. The data within the red circles show significant irregularities, (B) Measured acceleration data in the reciprocation rotation motion. The arrows represent the time interval between two successive peaks.

부착한 납 테이프의 무게에 의해 바뀐 무게중심의 위치(l_G)에 해당하는 가속도의 값을 회전 방향에 따라 Fig. 5에 나타내었다. 연속회전운동 근관 성형시의 가속도 값을 Fig. 5A에 표시하였다. 왕복회전운동 근관 성형시의 가속도 값을 Fig. 5B에 표시하였다. 좌측의 파란색 점선은 펜-파지법으로 잡았을 때 1점 지지 위치이며, 보라색 점선은 3점 지지 위치이다.

CEH 자체의 무게가 클수록 무게중심의 변화 값은 작으므로 그래프의 x축에서 표시되는 길이가 짧게 나타났다(Table 3, 4).

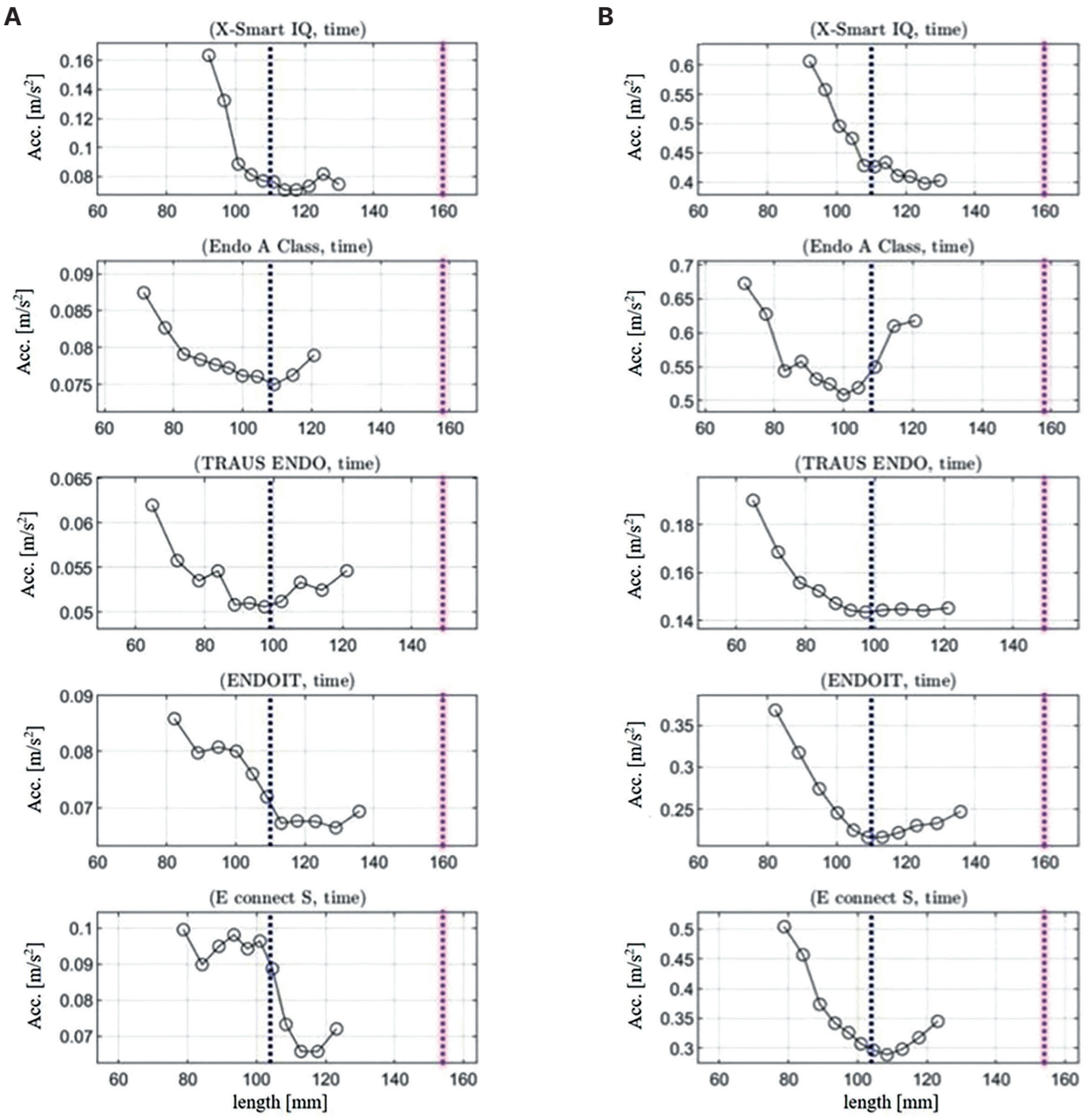

Fig. 5. (A) Measured acceleration data according to length of center of gravity (l_G) changes in continuous rotation motion. (B) Measured acceleration data according to length of center of gravity (l_G) changes in reciprocation rotation motion.

Fig. 5은 다음 3가지 내용으로 요약할 수 있다.

첫번째로 무게중심의 위치가 1점 지지 위치에 근접할수록 가속도가 작아지는 경향을 보였으며, 왕복회전운동일 때 연속회전운동일 때 보다 그 경향이 더 분명했다.

두번째로 CEH의 무게중심이 1점 지지 부위보다 후방에 위치할수록 가속도가 커졌다.

세번째로 가속도의 변화량을 비교해보면 m_0 - m_{50} 구간에서 변화가 더 컸고, m_{50} - m_{100} 구간에서 변화량이 더 작았다. 따라서 무게중심을 앞으로 하였을 때보다 뒤로 하였을 때의 변화가 더 큼을 알 수 있다.

Table 4. Length of the CEH from the bottom to the center of gravity with weight change in the experimental group (mm)

	X-Smart IQ	Endo A Class	TRAUS ENDO	ENDOIT	E connect S
l_G^0	92.2	71.3	64.8	82.2	78.8
l_G^{10}	96.6	77.5	72.0	89.0	84.2
l_G^{20}	100.7	82.9	78.3	94.9	89.1
l_G^{30}	104.4	87.8	83.8	100.2	93.5
l_G^{40}	107.9	92.1	88.7	104.8	97.4
l_G^{50}	111.0*	96.0	93.0	109.0	101.0
l_G^{60}	114.1*	99.9	97.3	113.2*	104.6*
l_G^{70}	117.6*	104.2	102.2*	117.8*	108.5*
l_G^{80}	121.3*	109.1*	107.7*	123.1*	112.9*
l_G^{90}	125.4*	114.5*	114.0*	129.0*	117.8*
l_G^{100}	129.8*	120.7*	121.2*	135.8*	123.2*

* l_G is between l_1, l_2.

고찰

근관 성형 시 연속회전운동의 단점을 보완하기 위해 개발된 왕복회전운동은 연속회전운동에 비해 더 큰 진동이 발생하며,[4] 이러한 진동은 환자와 술자에게 불편감을 줄 수 있다. 진동이 지속적으로 발생할 경우 술자의 tactile sensitivity에 영향을 미칠 수 있다. 기존 연구에 따르면, 근관 치료 중 파일이 파절되기 직전에 더 큰 힘과 진동이 발생하며,[10] 엔진 구동용 기구 사용 시 발생하는 진동이 술자의 파일 조절 능력을 저하시킬 수 있다. 또한 반복적으로 진동에 노출되면 Aβ fiber의 sensitivity를 변화시켜 tactile sensitivity를 감소시킨다는 동물 실험 결과가 보고된 바 있다.[11] 더불어, 지속적인 진동에 대한 노출은 손-팔 진동 증후군(hand-arm vibration syndrome)과 같은 문제를 유발할 수 있어 근관 치료용 핸드피스의 진동을 줄이는 것이 중요하다.[12-15]

본 연구에서는 다양한 CEH의 진동 특성을 분석하기 위해, 기존 실험의 센서를 이용하여 가속도 측정을 시도하였으나,[4,8] 센서의 감도가 충분히 크지 않아 전기적인 잡음과 가속도 신호를 분리하는 데에 어려움이 있었다. 이에 보다 높은 감도를 가지는 가속도 센서를 선정하였으며, CEH의 종류와 사용한 파일에 따라 상이한 가속도의 크기에 대응하기 위하여 가변적으로 증폭율을 조정할 수 있도록 계측용차등증폭기(instrumental differential amplifier)를 사용하여 증폭회로를 구현하였다. 또한 CEH의 진동을 의미하는 가속도의 측정값은 교류 신호이므로 신호의 제곱평균제곱근(root mean square, rms)으로 정량화 했다.

연구 결과, 왕복회전운동 방식의 CEH가 연속회전운동 방식보다 더 큰 진동을 발생시키는 것이 확인되었으며, 무게중심과 관계없이 이러한 경향이 유지되었다. 또한, CEH의 무게중심이 핸드피스를 파지했을 때의 1점 지지점에 가까울수록 진동이 감소하는 양상을 보였다. 무게중심이 핸드피스 파지점에서 멀어질수록 진동이 증가하는 경향이 관찰되었으며, 특히 무게중심이 핸드피스의 앞쪽 보다 뒤쪽으로 이동할수록 진동 증가율이 더 커지는 것으로 나타났다. 이는 임상에서 CEH를 사용할 때 CEH 의 무게중심이 진동을 줄이는 데 중요한 요소임을 시사한다.

CEH의 기하학적 형태와 내부 부품의 질량 및 배치 차이 역시 진동에 영향을 미치는 요인으로 작용할 수 있다. 이번 연구에서는 CEH의 앞뒤로 무게를 추가하여 무게중심을 조정하는 방식으로 실험을 진행하였으나, 실제로 CEH의 내부 구조를 변경하여 무게중심을 조정할 경우, 공진이 발생하는 위치와 같은 진동 특성이 변하게 되므로 진동에 영향을 미칠 수 있다. 또한 술자의 손의 크기와 파지 방식에 따라 지지 위치가 변하여 진동의 크기와 방향에 영향을 줄 수 있다. 따라서 CEH제작 및 설계 시 무게중심과 진동 특성을 고려하여 보다 정밀한 설계가 필요할 것으로 보인다.

한편, CEH의 회전 속도 변화를 분석하는 과정에서 특정 CEH에서 회전 방향과 상관없이 진동 가속도의 피크 주기가 불균일한 양상을 보였다(Fig. 4). 이러한 현상은 해당 CEH의 회전 속도 제어가 정확하게 이루어지지 않았음을 시사하며, 특히 연속회전운동 방식보다 왕복회전운동 방식에서 이러한 차이가 두드러지게 나타났다. 이는 CEH 제작 시 균일한 작동을 유지할 수 있도록 속도 제어 성능이 우수한 모터 및 부품을 사용하는 것이 중요함을 의미한다.

이번 연구는 근관 내 파일이 삽입되지 않은 상태에서의 진동을 측정한 실험으로, 실제 근관 형성중에 발생하는 진동과 차이가 있을 수 있다. 또한, CEH별 가속도 크기의 절대값 비교는 수행하지 않았으며, 이는 각 CEH의 무게 및 사용된 모터의 차이로 인해 직접적인 비교가 어려웠기 때문이다. 향후 연구에서는 다양한 CEH 모델을 포함하여 무게중심과 진동 감소 간의 관계를 보다 정밀하게 분석하고, 근관 내에서의 진동 변화를 평가하는 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

이번 연구에서는 다양한 무선 근관 치료용 핸드피스(Cordless Endodontic Handpiece, CEH)의 무게중심 변화에 따른 진동 특성을 분석하였다. 연구 결과, CEH의 무게중심 위치가 진동의 크기에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 무게중심이 핸드피스를 파지하는 1점 지지점에 근접할수록 CEH의 진동이 감소하는 양상을 보였고, 무게중심이 핸드피스의 뒤쪽으로 이동할수록 앞쪽으로 이동할 때보다 진동 증가율이 더 크게 나타났다.

CEH의 진동은 무게중심의 변화에 영향을 받으므로, 무게중심이 적절히 설계된 CEH가 진동을 줄이는데 유리할 수 있다.

ORCID

Hyo-Jin Ji https://orcid.org/0000-0002-1968-1390
Young-Jin Yook https://orcid.org/0009-0003-6569-113X
Myung-gon Yoon https://orcid.org/0000-0002-2816-6796
Se-Hee Park https://orcid.org/0000-0002-4052-4082
Kyung-Mo Cho https://orcid.org/0000-0003-3464-9425
Jin-Woo Kim https://orcid.org/0000-0002-0004-0710

References

1. Matwychuk MJ, Bowles WR, McClanahan SB, Hodges JS, Pesun IJ. Shaping abilities of two different engine-driven rotary nickel titanium systems or stainless steel balanced-force technique in mandibular molars. J Endod 2007;33:868-71.
2. Hamid HR, Gluskin AH, Peters OA, Peters CI. Rotary Versus Reciprocation Root Canal Preparation: Initial Clinical Quality Assessment in a Novice Clinician Cohort. J Endod 2018;44:1257-62.
3. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. J Endod 2000;26:161-65.
4. Jeon YJ, Kim JW, Cho KM, Park SH, Chang HS. Vibration characteristics of endodontic motors with different motion: reciprocation and conventional rotation. J Korean Dent Assoc 2014;52:734-43.
5. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T. Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging. J Endod 2017;43:1337-42.
6. Siddique R, Nivedhitha MS. Effectiveness of rotary and reciprocating systems on microbial reduction: A systematic review. J Conserv Dent 2019;22:114-22.
7. Çelik G, Maden M, Savgat A, Orhan H. Shaping ability of the profile 25/0.06 and protaper F2 in rotary motion, and reciproc in simulated canals. PeerJ 2018;6:e6109.
8. Choi DM, Kim JW, Park SH, Cho KM, Kwak SW, Kim HC. Vibrations Generated by Several Nickel-titanium Endodontic File Systems during Canal Shaping in an Ex Vivo Model. J Endod 2017;43:1197-200.
9. Newland DE, Ungar EE. Mechanical vibration analysis and computation. New york; Dover Publications; 2006. p. 469.
10. Nayak A, Kankar PK, Jain N, Jain PK. Force and vibration correlation analysis in the self-adjusting file during root canal shaping: An in-vitro study. J Dent Sci 2018;13:184-9.
11. Krajnak K, Raju SG, Miller GR, Johnson C, Waugh

S, Kashon ML, Riley DA. Long-term daily vibration exposure alters current perception threshold (CPT) sensitivity and myelinated axons in a rat-tail model of vibration-induced injury. J Toxicol Environ Health A 2016;79:101-11.
12. Brammer AJ, Pitts PM. Frequency Weighting for Vibration-induced White Finger Compatible with Exposure-response Models. Ind Health 2012;50: 397-411.
13. Tanaka K, Maeda T, Tanaka M, Fukushima T. Effects of exposure to occupational hand-arm vibration on maintenance of postural balance. Sangyo Eiseigaku Zasshi 2004;46:223-8.
14. Nilsson T, Wahlström J, Burström L. Hand-arm vibration and the risk of vascular and neurological diseases-A systematic review and meta-analysis. PLoS One 2017;12:e0180795.
15. Bovenzi M. Hand-arm vibration syndrome and dose-response relation for vibration induced white finger among quarry drillers and stonecarvers. Italian Study Group on Physical Hazards in the Stone Industry. Occup Environ Med 1994;51:603-11.

무선 근관치료용 핸드피스에서 무게중심의 변화가 진동에 미치는 영향

지효진[1] 전문의, **육영진**[1] 전공의, **윤명곤**[2] 교수, **박세희**[1] 교수, **조경모**[1] 교수, **김진우**[1]* 교수

[1]강릉원주대학교 치과대학 치과보존학교실

[2]강릉원주대학교 공과대학 기계공학과

목적: 5개의 무선 근관치료용 핸드피스(Cordless Endodontic Handpiece, CEH)에서 무게중심의 변화가 진동에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 무선 근관치료용 핸드피스인 X-Smart IQ, Endo A Class, TRAUS ENDO, ENDOIT, E connect S에 연속회전과 왕복회전 방식의 니켈-티타늄파일인 Protaper Universal F2와 Reciproc R25을 각각 연결해 제조사의 지침에 따라 실험에 사용하였다. CEH헤드에 부착한 3축 가속도 센서를 이용하여 CEH의 무게중심 변화에 따른 진동의 크기 변화를 분석하였다.

결과: 무게중심과 상관없이 왕복회전운동 시, 연속회전운동 보다 더 큰 진동이 발생하였다. 또한, 무게중심이 핸드피스를 파지하는 1점 지지점에 근접할수록 CEH의 진동이 감소하는 양상을 보였고, 무게중심이 핸드피스의 앞쪽보다 뒤쪽으로 이동할 때의 변화율이 더욱 크게 나타났다.

결론: CEH의 진동은 무게중심의 변화에 영향을 받으므로, 무게중심이 적절히 설계된 CEH가 진동을 줄이는데 유리할 수 있다.

(구강회복응용과학지 2025;41(1):36-45)

주요어: 진동; 가속도; 무게중심; 무선 근관치료용 핸드피스; 수완 진동

*교신저자: 김진우

(25457)강원특별자치도 강릉시 죽헌길 7 강릉원주대학교 치과대학 치과보존학교실

Tel: 033-640-3189 | Fax: 033-640-3103 | E-mail: mendo7@naver.com

접수일: 2025년 1월 9일 | 수정일: 2025년 2월 4일 | 채택일: 2025년 2월 11일