

## 정 전류원 이용한 치수(齒髓) 검사기

An electric pulp tester using a constant current source

김재성\*, 남기창\*, 김수찬\*\*, 이승중\*\*\*, 김덕원\*\*

(J. S. Kim\*, K. C. Nam\*, S. C. Kim\*\*, S. J. Lee\*\*\*, and D. W. Kim\*\*)

\*연세대학교 대학원 생체공학 협동과정(전화:(02)361-5404,팩스:(02)363-9923,E-mail:jaesungkim@yume.yonsei.ac.kr)

\*\*연세대학교 대학원 생체공학 협동과정(전화:(02)361-5404,팩스:(02)363-9923,E-mail:chadol@yume.yonsei.ac.kr)

\*\*\*연세대학교 의과대학 의학공학교실(전화:(02)361-5404,(02)363-9923,E-mail:firmware@yume.yonsei.ac.kr)

연세대학교 치과대학 보존과학교실(전화:(02)361-8713,팩스:(02)313-7575,E-mail:sjlee@yume.yonsei.ac.kr)

연세대학교 의과대학 의학공학교실(전화:(02)361-5402,팩스:(02)364-1572,E-mail:kdwl@yume.yonsei.ac.kr)

**Abstract** : Electric stimulation of teeth is used for assessing pulp vitality. Because of very high and wide range of impedance of the enamel, electric pulp testers use high voltage, high output impedance and alternative current source. Most pulp testers use voltage stimulation method and their stimulating threshold levels significantly depend on each individual. Therefore, a constant current stimulator is necessary to minimize the effect of wide variation in enamel thickness. In this study, we constructed a constant current source type of pulp tester with the maximum current of 150 uA.

**Keywords** : pulp, electric pulp tester, pulp vitality, constant current source, current stabilizer

### I. 서론

치과 임상에서는 치수(齒髓)의 생활력을 평가를 위하여 전기 치수검사법이 사용되고 있다[1,2]. 전기 치수 검사기는 치아 에나멜 질의 표면에서 치아 내부의 치수로 자극 전류를 흘려주어 치수 내부의 신경을 자극한다. 감지 전류 세기 이상의 자극에서 피검자는 통증을 느끼게 되며 이러한 반응으로 치수의 생활력 유무를 판단한다. 그러나 치수를 둘러싸고 있는 치아의 에나멜 질은 수 MΩ 정도의 매우 큰 임피던스를 갖는다. 따라서 치수에 전기 자극을 가하기 위해 고전압, 높은 출력 임피던스, 교류 파형을 이용한 자극원을 사용한다[3].

전류 자극원은 방법에 따라 정 전류 자극 방법과 전압 자극 방법으로 나눌 수가 있다. 접촉면의 임피던스를 줄이기 위해 전도성 물질을 사용하였을 경우의 평균적인 치아의 임피던스 범위인 수백 kΩ에서 약 2 MΩ 사이의 넓은 범위에서의 정 전류 자극을 가하기 힘들기 때문에 임상에서 사용하는 치수검사기들은 전압 자극원의 치수검사기가 대부분이다[3]. 그러나 전압 자

원의 치수 검사기는 치아의 임피던스의 크기나 전극과 치아의 접촉 임피던스 변화 등에 크게 의존하기 때문에 치수 자극 전류의 변화가 많다. 그 뿐만 아니라 전도성이 좋은 구강 조직에 전극이 닿을 경우 상당히 큰 전류(수십 mA)가 흐르게 되어 상당히 고통스럽게 되고 심지어는 국부적인 화상이나 피저 등을 일으킬 수가 있다[1]. 그러므로 치아 조직, 에나멜 질의 두께, 치아의 생리학적 구조 등에 의한 임피던스 크기의 차이에 의한 변화의 영향이 적은 정 전류자극기가 필요하다[3, 4].

본 연구에서는 전류 안정회로를 이용하여 정 전류원의 치수 검사기를 구현하고 발치한 치아 모델과 부하 저항을 무 부하상태에서부터 10 MΩ까지로 가변 하여 정 전류원의 자극기 임을 검증하고 현재 임상에서 사용하는 치수 검사기와 비교 하였다.

### II. 치수검사기 구현

#### 2.1 자극 강도와 주기

건강한 치아의 전류 감수성의 역치는 평균적으로 20 uA이며 대부분 50 uA 이하에서 자극을 느끼게 된다

[5]. 그러나 나이나 질병 등에 의한 치아의 상태에 따라 최고 150 uA까지의 자극 전류에서 자극을 느끼게 될 경우 그 치아는 생활력이 있는 치수라 평가할 수 있고 그렇지 않으면 치수에 문제가 있는 경우이다. 그러나 150 uA를 초과할 경우 구강 조직등과 같은 치수 이외의 신경을 자극하여 허위 반응(false positive response)을 일으키기 때문에 초과하지 않도록 해야 한다[2,3,5].

자극 펄스의 폭은 자극 전류의 펄스폭과 역치 전류에 대한 선행된 연구들의 결과에 의해 10msec 이상의 자극 펄스폭을 기전류(rheobase)라 하여 펄스폭을 더 증가시켜도 자극 전류의 역치 전류가 증가하지 않는 값으로 알려져 있다. 그러므로 치수검사에 사용되는 자극 파형은 최대 150uA의 10msec 정도의 구형 펄스파를 사용하였다[1].

### 2.2 버스트(burst) 자극 파형 발생

일반적으로 단순 구형파의 자극에 비하여 버스트(burst) 자극은 역치값 이상의 자극 전류에서 자극 에너지 측면에서 보다 작은 에너지를 전달하기 때문에 불쾌감을 감소시킬 수 있다고 보고 된 바가 있다[3]. 버스트 자극 파형의 제어를 위하여 PICBASIC 모듈(PB-3B, Compile technology, 한국)의 펄스 폭 변조(PWM, pulse width modulation) 출력 2채널(PWM0, PWM1)을 이용한다. PWM 파형이 저역 대역 통과 필터(low pass filter)를 통과하게 되면 직류(D.C.)가 된다. 펄스폭(duty cycle)에 따라 진폭을 조절할 수 있는 특성을 이용하여 자극 파형의 진폭을 제어하고 PWM0 출력의 On/Off를 프로그램 적으로 제어하여 자극 파형의 반복 주파수(repetition frequency)를 제어 할 수 있다. 이와 같은 특성을 이용하여 자극 파형의 반복 주파수(repetition frequency)를 5 Hz로 설정을 하였다.

동일한 방법으로 저역 대역 통과 필터를 통과한 PWM1의 출력을 이용하여 자극 발생 파형의 버스트 주파수를 제어 한다. 그림 1에서와 같이 외부에서 입력되는 전압에 의해 주파수가 0.001 Hz에서 300 kHz 사이의 범위에서 제어가 가능한 전압 제어 고 정밀 파형 발생기인 ICL8038(intersil USA)을 이용하여 정현파, 구형파, 삼각파, 톱니파 그리고 펄스파를 발생시켜 그림 2와 같은 4가지 모드의 자극 버스트 파를 발생시킨다.

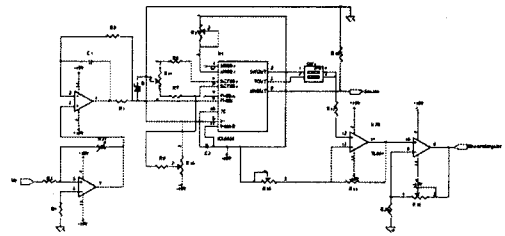


그림 1. ICL 8038을 이용한 파형 발생 회로

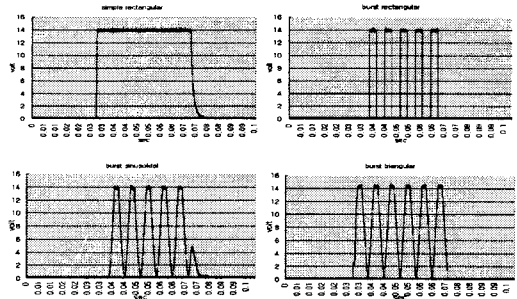


그림 2. 버스트(burst) 자극 파형 (좌상 : 단순 구형파, 우상 : 버스트 구형파, 좌하 : 버스트 정현파, 우하 : 버스트 삼각파)

### 2.3. 전류 안정회로(current stabilize circuit)를 이용한 정 전류원

치아의 접촉 임피던스는 수 MΩ으로 그 범위가 넓다. 그러나 임상에서 치수 검사기를 적용하는 방법대로 전도성 물질을 치아 표면에 바르게 되면 치아의 평균 임피던스를 약 수 kΩ에서 약 2 MΩ사이로 낮출 수 있다. 본 연구에서는 수 MΩ 범위에서 정 전류원을 구현을 위해 그림 3과 같이 전류 안정회로(current stabilize)를 이용하여 최대 150 uA의 정 전류원을 구현하였다.

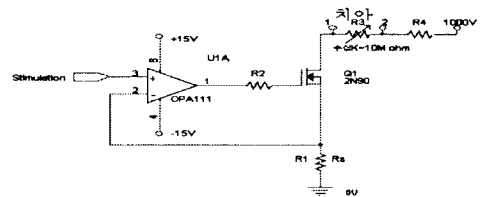


그림 3. 전류 안정회로

입력 전압에 대하여  $8nV\sqrt{Hz}$ 의 낮은 잡음 특성과 최대 250 uV의 낮은 옴셋 전압을 갖는 OPA111 정밀 연산 증폭기를 이용하였으며, 전류 안정회로(current

stabilize circuit)의 FET(field effect transistor) 게이트 (gate) 입력으로 자극 전류를 제어 하였다. 정 전류원의 구현에 사용한 FET는 N 채널의 증가형 (Enhancement mode) MOSFET로 식 (1)과 같이 게이트의 입력 전압이 없으면 드레인으로 전류가 흐르지 않으며, 게이트 입력 전압이 높아지게 되면 드레인으로 흐르는 전류를 하는 방법으로 전류를 제어하게 된다.

$$I_D = k(V_{GS} - V_T)^2 \quad \text{식 (1)}$$

- $I_D$  : 드레인 전류
- $V_{GS}$  : 게이트 소스간의 전압,
- $V_T$  : FET가 동작하게 되는 문턱 전압
- $k$  : 상수

$V_{DS}$ 가  $V_k(V_{GS}-V_T)$ 보다 훨씬 크기 때문에 FET는 그림 4에서와 같이 포화영역(saturation)에서 동작을 하게 된다. 포화영역에서의 드레인 전류는 식 1과 같다. 드레인의 전류는 게이트에 입력되는 전압에 의해서만 전류가 제어된다.

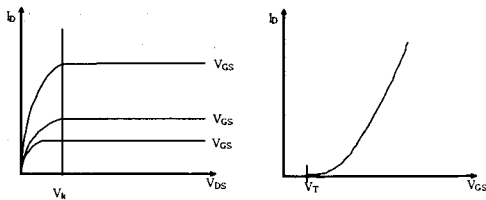


그림 4. FET의 특성 그래프 (좌 : 드레인 소스 전압대 드레인 전류, 우 : 게이스 소스 전압대 드레인 전류)

### III. 실험 및 결과

정 전류원 임을 검증하기 위하여 부하 저항을 무 부하 상태에서부터 10 MΩ 사이로 변화시켰을 때 기존 임상에서 사용하는 전압 자극 방식의 치수 검사기와 본 연구에서 개발한 정 전류자극 방식의 치수 검사기의 자극 전류를 비교 하였다.

현재 임상에서 많이 사용되는 D624 (Parkell, USA), D626 (Parkell, USA)은 정전압 자극 방식을 이용하기 때문에 그림 5와 같이 부하 저항의 변화에 따른 자극 전류의 강도가 변화한다. 또한 자극 전류의 최대 강도 또한 부하저항이 50 kΩ일 경우 약 30 uA 으로 제한되어 있다.

정 전류원을 이용한 치수 검사기의 특성을 접촉 임피던스를 줄이기 위해 전도성 물질을 사용했을 경우,

치아 임피던스 범위인 약 2 MΩ 까지에서 그림 6에서와 같이 부하 임피던스 크기 변화에 영향을 받지 않는 정 전류원 임을 검증하였다. 그리고 치아 임피던스 이상의 범위인 3 MΩ에서는 104 uA, 4 MΩ에서는 85 uA, 최대 10 MΩ에서는 40 uA의 까지의 정 전류 자극이 가능함을 확인 하였다.

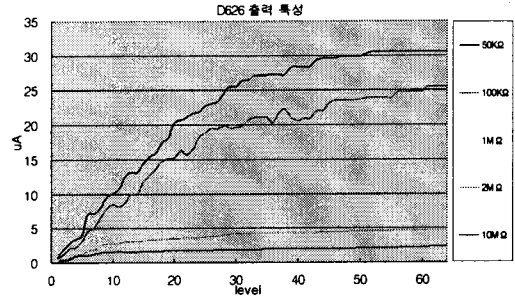


그림 5. 정전압 자극 방식의 부하에 따른 출력 특성 (D626, Parkell, USA)

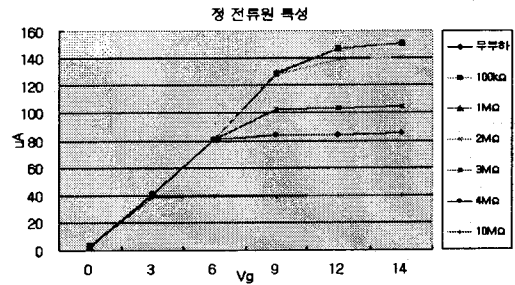


그림 6. 부하의 변화에 따른 정 전류원 특성

기존의 치수 검사기의 경우 그림 5에서 나타난 바와 같이 같은 레벨의 자극에서도 치아의 임피던스 차이가 있을 경우 각각 다른 양의 자극 전류가 흐르게 되기 때문에 자극 레벨의 의미가 없다. 반면에 개발된 정 전류 자극의 경우 그림 6에서와 같이 임피던스가 다를 경우에도 부하에 관계없이 일정한 전류 자극이 가해지는 것을 확인하였다.

### IV. 결론 및 토의

현재 임상에서 사용되고 있는 두 종류의 전압 자극 방식 치수검사기는 치아 상태에 따른 부하 임피던스나 접촉 임피던스의 변화에 따라 자극 전류의 크기가 일정하지 못한 것을 확인하였다. 그 이유로는 전압원을

