

논문 2004-41SC-2-8

정 전류원을 이용한 치수(齒髓) 검사기의 개발

(Development of an Electric Pulp Tester with Constant Current Source)

김재성*, 남기창*, 김수찬**, 이승종***, 김덕원****

(Jae-Sung Kim, Ki-Chang Nam, Soo-Chan Kim, Seung-Jong Lee, and Deok-Won Kim)

요약

전기를 이용한 치아의 자극은 치수의 생활력 평가의 한 방법이다. 전기 치수 검사기의 기본원리는 치아 내의 치수에 전류 자극을 가하여 유발되는 통증 유무로 치수의 생활력을 평가한다. 그러나 치아의 에나멜질의 임피던스가 크고 개인에 따라 차이가 많기 때문에 치아의 상태에 영향을 받지 않으면서 자극을 제어하기가 불가능하다. 대부분의 치수검사기가 전압 자극 방법을 사용하고 있어 개인에 따라 자극 역치 값이 크게 변화한다. 그러므로 치아 에나멜질의 두께 차에 의해 발생하는 영향을 최소화하기 위해 정 전류 치수 검사기가 필요하다. 그리고 치아 임피던스에 관계없이 넓은 전류 범위를 갖는 치수 검사기가 필요하다. 본 연구에서는 전류 안정 회로를 사용하여 최대 150 μ A의 전류와 통증을 완화하는 버스트 파형을 발생시킬 수 있는 정 전류원 치수 검사기를 개발하고 그 성능을 확인하였다.

Abstract

Electric stimulation of teeth has been used for assessing pulp vitality. The principle is based upon the assumption that a subject feels the pain produced by electrical current stimulation of intradental nerve. Because of very high and wide range of impedance of the enamel, it is very difficult to determine stimulation levels regardless of teeth status. Most pulp testers adopt voltage stimulation method and thus, their stimulating threshold levels significantly depend on each individual. Therefore, a constant current stimulator is necessary to minimize the effect of wide variation due to different enamel thickness. And it is also necessary to test teeth vitality with a wide current range regardless of tooth impedance. In this study, we constructed a burst-wave type pulp tester to reduce the pain using a current stabilizing circuit with the maximum current of 150 μ A.

Keywords: electric pulp test, pulp vitality, constant current, burst wave

I. 서론

* 정회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실
(Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

** 정회원, Rensselaer Polytechnic Institute(USA)
(Dept. of ECSE, Rensselaer Polytechnic Institute, USA)

*** 정회원, 연세대학교 치과대학 보존과학교실
(Dept. of Conservative Dentistry, College of Medicine, Yonsei University)

**** 종신회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실
(Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어졌음.(과제고유번호: 02-PJ1-PG10 -31401-0003)
접수일자: 2003년12월15일, 수정완료일: 2004년3월2일

치수(pulp)의 생활력(vitality) 검사는 치수의 변연과 치근단 치주 조직의 염증(inflammation)과 괴사(necrosis) 정도 등의 감별 진단과 치료 방법을 선택하는데 기본적인 과정이기 때문에 치과 임상에서 중요하다^[1,2]. 치수 생활력 평가는 주로 외부 자극에 대한 감수성 혹은 민감도를 측정하여 자극에 통증 반응하는 경우 그 치아의 치수는 생활력이 있는 것으로 판단하고 반응하지 않을 경우 생활력이 없는 것으로 판단한다^[1-3].

치수 검사 한 방법인 전기 치수 검사는 치아 내부

에 위치한 치수에 수십 μA 정도의 자극 전류를 흘려주어 신경을 자극하여 감지 전류 세기 이상의 자극에서 피검자는 통증을 느끼게 되는 자극 반응으로 치수의 생활력 유무를 판단한다^[4].

동물 실험의 경우 치아를 절개하여 치수 강 내에 직접 전극을 삽입하거나 전도성이 좋은 상아질을 노출시켜 치수에 자극을 가할 수 있으나 사람의 경우에는 불가능하다. 그러므로 치아의 바깥 에나멜질에서 전기 자극을 가 한다. 그러나 치아 외부에서 자극을 가할 경우 치아를 둘러싸고 있는 고유저항이 큰 에나멜질과 자극 전극의 접촉 임피던스, 치아의 상태 등에 따라 수백 $\text{k}\Omega$ 에서 수 $\text{M}\Omega$ 정도의 임피던스를 갖는다^[5,7,8]. 기존의 임상 치수 검사기들은 넓은 임피던스 범위에서 정 전류 자극을 구현하기가 힘들기 때문에 주로 전압 자극 방식의 검사기들이 대부분이다^[5].

전압 자극 방식의 치수 검사기는 옴의 법칙에 의하여 전압이 일정할 때 부하 임피던스가 크면 전류가 작게 흐르고 부하 임피던스가 작으면 큰 전류가 흐르게 되므로 부하 임피던스에 의존적으로 자극 전류의 양이 결정이 된다. 또한 부하 임피던스의 변화, 예를 들면 치아 간의 임피던스의 차, 움직임에 의한 접촉 임피던스 변화, 치아 두께와 같은 생리학적 구조 등에 의존하여 같은 전압의 자극에서도 치수에 전달되는 자극 전류가 일정하지 않다. 경우에 따라 자극 전류량이 변화하기 때문에 전압 자극 방식의 치수 검사기의 역치 값 레벨은 의미가 없다는 문제점이 있다^[5-7]. 그 뿐만 아니라 전도성이 좋은 구강 조직에 자극 전극이 접촉 할 경우 수십 mA 정도의 많은 양의 전류가 흐르게 되어 심한 고통을 유발하거나 심지어는 조직의 괴사를 일으키는 등의 문제가 제기되고 있다^[8].

반면 정 전류 자극 원을 이용한 치수 검사기의 경우 부하 저항과 접촉 임피던스 변화 등 임피던스 변화에 관계없이 일정한 전류 자극이 가능하므로 자극 전류의 변화가 발생하지 않는다. 또한 자극 레벨에 따라 일정한 자극 전류를 출력하기 때문에 역치 레벨이 의미가 있다. 또한 정 전류원으로 인하여 최대 자극 전류의 크기가 제한되기 때문에 전극이 구강조직에 닿을 경우에도 제한된 전류가 흐르므로 유발되는 고통이 덜하다. 그러므로 치아의 두께 차이의 변화나 치아의 생리학적 구조, 접촉 임피던스 등의 영향을 최소화하기 위하여 정 전류 자극 원의 치수 검사기가 필요하다^[5].

본 연구에서는 전류 안정회로를 이용하여 치수 생활

력 검사의 최대 전류인 $150 \mu\text{A}$ 의 정 전류원을 구현하였다. 그 범위는 접촉 임피던스를 줄이기 위하여 전도성 물질을 사용하였을 경우의 치아 임피던스 범위인 수 $\text{k}\Omega$ 에서 약 $2 \text{M}\Omega$ 사이에서 정 전류를 흘려 줄 수 있는 정 전류원 치수검사기를 구현하였으며 검사 시 유발되는 통증을 완화시키기 위하여 버스트(burst) 파형의 출력을 구현하였다.

정 전류원 치수검사기임을 검증하기 위하여 부하 저항을 무 부하 상태에서부터 $10 \text{M}\Omega$ 까지 가변시켰을 경우의 출력 전류를 측정하였으며 발치한 치아를 이용한 치아 모델을 이용하여 현재 임상에서 치수 검사용으로 사용하고 있는 D624 (Parkell, 미국), D626 (Parkell, 미국) 두 종류의 치수 검사기와 비교 검증 하였다.

II. 치수검사기 구현

1. 치수검사기의 요건

가. 펄스 폭 (pulse duration)

초기의 Mumford와 Bjorn 등의 연구^[9]와 Daskalov^[8] 등이 수행한 자극 펄스의 폭과 역치 반응에 대한 연구 결과 자극 펄스의 폭이 짧을수록 역치 값이 증가하게 되고 펄스폭이 길어질수록 역치 값이 감소하게 되는 것을 밝혔다. 또한 자극 펄스폭이 10msec 이상이 될 경우 10msec 가 기전력 (rheobase)으로 자극 펄스의 폭을 더 늘리더라도 역치 값의 변화가 생기지 않았다^[5,8]. 그러므로 본 연구에서는 현재 대부분의 전기 치수 검사기의 자극 파형으로 사용하는 교류 구형 펄스 파의 펄스 폭을 10msec 이상으로 설정하여 사용하도록 하였다^[8].

나. 정 전류 범위

치아 자체와 전극 간의 접촉 임피던스를 포함하는 전체 임피던스의 크기는 수 $\text{M}\Omega$ 이며 치아와 접촉 표면의 상태에 상당히 의존적이다. 특히 끝이 뾰족하여 단면적이 좁은 자극 전극을 건강한 치아의 에나멜질 표면에 접촉할 경우(worst case)에는 거의 $10\text{M}\Omega$ 정도이다. 그러나 임상에서 전기 치수 검사를 할 경우 전극과 치아 사이의 접촉을 개선하여 접촉 임피던스를 줄이는 전도성 물질(치약 등)을 사용한다. 전도성 물질을 사용할 경우 치아만의 저항 값인 $1\sim 2 \text{M}\Omega$ 의 임피던스를 갖는다^[5,8]. 그러므로 전도성 물질을 사용하였을 경우인 $1\sim 2 \text{M}\Omega$ 의 범위에서 임피던스 성분의 변화에 대하여 독립적인 정 전류원의 치수검사기를 구현하였다.

다. 전류의 세기

통증을 느끼게 되는 최소의 자극을 역치 자극(threshold stimulus)이라 한다. Mumford와 Bjorn 등의 연구에 의하면 보통 건강한 치아의 경우 20~50 μA 의 전류에서 자극을 감지하게 되고 치아의 상태에 따라 최대 150 μA 에서 자극을 느낄 수 있으며 150 μA 의 전류에서 치수 자극 반응이 없을 경우 치수의 생활력에 문제가 있는 것으로 진단을 할 수가 있다^[5,9]. 자극 전류의 세기를 150 μA 로 제한을 둔 이유는 150 μA 이상의 전류가 치아로 흐르게 될 경우 치수뿐만 아니라 구강 조직의 신경을 자극하여 허위 반응을 일으킬 수 있기 때문이다^[4,5,7,10].

정 전압 치수 검사기의 경우 치수의 생활력이 없을 경우에도 치아의 상태에 따라 큰 전류가 흐르게 되어 치수 이외의 구강 조직을 자극시켜 마치 치수 반응을 일으키는 것과 같은 허위 반응을 일으킬 가능성이 있으며 대부분의 정 전압 치수검사기의 경우 치아의 임피던스가 크기 때문에 자극 전류가 150 μA 에 도달하지 못한다.

라. 파형의 주파수

초기의 치수검사는 치아 자극 펄스의 파형이나 지속 시간, 주파수 등을 고려하지 않고 수 백 kHz 정도의 높은 주파수의 자극을 사용하였다. 그 결과 연속적인 자극 반응이 발생하여 자극 반응의 중복(overlapping) 의해 부정확한 반응을 측정하게 되었다. 또 수 mHz 정도의 낮은 주파수를 사용 할 경우 상당히 긴 시간의 측정 시간이 요구되기 때문에 측정이 불편하며 병리학적으로 자극의 감수성이 떨어지게 된다^[8]. 그러므로 측정 시간과 자극 반응의 중복이 일어나지 않도록 고려하여 자극의 반복 주파수(repetition frequency)를 5 Hz로 선정하였으며 치수에 전달되는 자극 에너지를 줄임으로써 유발되는 고통을 줄이기 위한 버스트 파형의 주파수는 50 Hz로 하였다^[7].

2. 시스템의 구현

가. 전체 구성

개발한 정 전류 전기 치수 자극기의 전체 구성도는 그림 1과 같다. 자동으로 전류를 단계적으로 증가시키는 자극 속도는 3상 선택 스위치를 이용하여 저속, 중속, 고속으로 선택하고 자극 버튼을 누르고 있는 동안 마이크로 컨트롤러의 출력을 이용하여 자극 파형 발생회로와

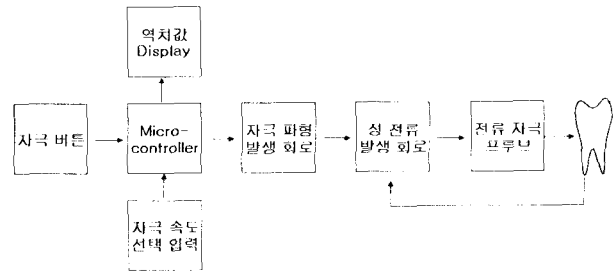


그림 1. 개발한 치수검사기의 전체 구성도.
Fig. 1. Block diagram of developed electric pulp test system.

정 전류 발생회로를 거쳐 치수 자극 전류가 발생한다. 자극 전류는 전류 자극 프로브를 통해 치아에 인가되며 자극 전류는 피검자의 신체 일부를 정 전류 발생회로의 그라운드로 접촉시켜 자극 전류 루프가 형성된다.

나. 자극 파형의 제어

자극 파형의 제어는 컴파일 테크놀로지사 (Compile technology, 한국)의 PIC BASIC microcontroller (PB-3B)를 이용하였다. PB-3B의 PWM 출력을 제어하여 치수 자극을 위한 출력 파형을 발생시켰다^[12]. PWM 출력이 저대역 통과 필터(Low Pass Filter)를 지나게 되면 직류가 되는 원리를 이용하였다. PWM 출력을 제어하여 온(On time)과 오프(Off Time)의 주기로 자극 파형의 반복 주파수(repetition frequency)를 결정하는 윈도우(window) 파형의 출력을 제어하였다. 또한 PWM 출력 파형의 Duty cycle을 조절하여 윈도우 파형의 진폭을 조절하였다. PWM의 펄스폭을 좁게 할 경우 직류의 레벨이 낮아져 윈도우의 진폭이 작게 되고 펄스폭을 넓히면 직류 레벨이 높아지게 되기 때문에 윈도우의 진폭을 크게 할 수가 있다. 그러므로 PWM의 온, 오프 시간과 펄스폭을 제어하여 윈도우 파형의 반복 주파수와 진폭을 제어하였다.

다. ICL 8038을 이용한 버스트 파형(burst wave)

버스트 파형은 단순 구형파의 출력에 비하여 에너지 전달 측면을 고려하여 같은 크기의 자극 전류를 보다 작은 에너지로 자극을 전달할 수 있어 유발되는 고통을 경감시킬 수가 있다^[7]. 전압제어 고정밀 파형 발생기인 ICL8038 (Intersil, 미국)을 이용하여 버스트 파형을 제어하였다^[13]. 본 연구에서는 PWM의 출력으로 만들어진 직류 전압 출력을 ICL 8038에 입력으로 이용하여 자극 파형에 사용될 50 Hz의 버스트 형태의 구형파, 삼각파

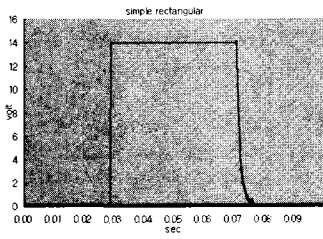


그림 2(a). 단순 구형파
Fig. 2(a). simple rectangular wave.

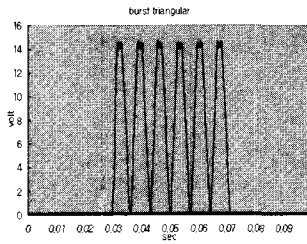


그림 2(b). 버스트 삼각파
Fig. 2(b). burst triangular wave.

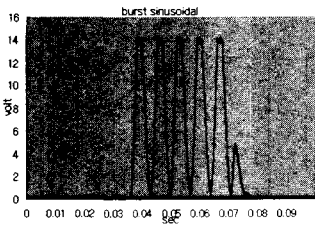


그림 2(c). 버스트 정현파
Fig. 2(c). burst sinusoidal wave.

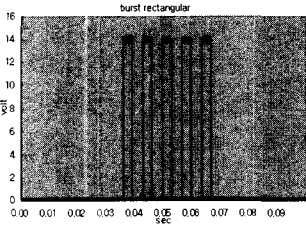


그림 2(d). 버스트 구형파
Fig. 2(d). burst rectangular wave.

및 정현파를 발생시켰다.

라. MPY 100을 이용한 multiply

자극 파형의 반복 주파수와 진폭을 제어하기 위한 원도 파형 출력과 전류 자극에 의해 유발되는 고통을 경감시키기 위한 버스트 파형의 곱으로 출력파형을 발생시키기 위하여 곱셈 연산기인 MPY100 (BURR-BROWN,미국)을 이용하여 두 파형의 곱셈 연산을 하였다^[14]. 최종 출력은 그림 2와 같은 파형이 출력 된다.

마. 전류 안정화 회로

MPY 100의 곱셈연산 결과 출력된 자극 파형을 정 전류 구현을 위한 전류 안정회로(current stabilizing circuit)의 FET(field effect transistor) 게이트(gate)에 입력하여 FET 소자의 특성인 게이트 입력 전압으로 드레인 전류를 제어하여 정 전류원을 그림 3과 같이 구현하였다.

정 전류원의 구현에 사용된 FET는 N 채널의 증가형(Enhancement mode) MOSFET(metal-oxide semiconductor field effect transistor)이다. 증가형 MOSFET의 전형적인 드레인 곡선과 부하 곡선에서 알 수 있는

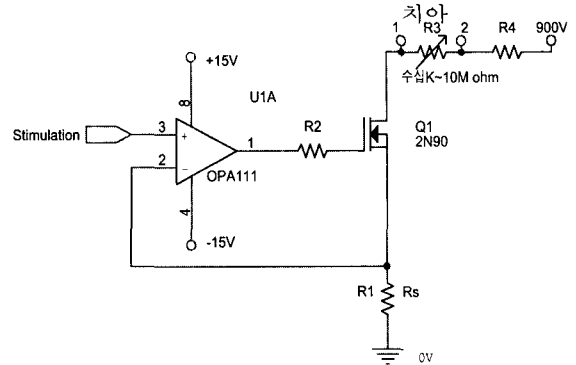


그림 3. 정 전류 구현을 위한 전류 안정화 회로.
Fig. 3. Current stabilizing circuit for constant current.

바와 같이 증가형 MOSFET의 게이트의 입력 전압이 0이면 FET가 차단되어 드레인으로 전류가 전혀 흐르지 않으며 게이트 전압이 문턱전압 이상일 경우 게이트의 전압에 의해서만 드레인 전류가 제어된다^[11]

바. 전압원 (voltage source)

부하의 저항성분 크기와 전류 안정회로의 임피던스 크기에 의해 전체 임피던스의 크기가 결정되면 옴의 법칙에 의해 원하는 크기의 자극 전류 발생을 위한 출력이 일정한 전압원이 필요하다. 전압원은 TDK사의 DC to AC 인버터 CXA-L10 (TDK, 일본)을 사용하였다. 배터리 전원을 이용하여 900V의 교류전압을 출력하였다. 그 후 고전압의 교류 출력을 직류로 변환하기 위하여 브릿지 정류기 (bridge rectifier)와 커패시터를 이용하여 평활회로 (smoothing circuit)를 구성하여 직류 900V를 출력하였다^[15].

사. 전류 자동 증가와 증가 속도 제어

치수 검사기의 자극 버튼을 누르고 있는 동안 마이크로 컨트롤러가 자극 버튼이 눌러져 있는지의 여부를 계속해서 포트 체크를 하여 자극 전류의 세기를 자동으로 증가하도록 구현하였다. 자극 전류의 증가 속도를 선택은 3상 선택 스위치를 이용하여 저속(1 Hz), 중속(3 Hz), 고속(5 Hz)으로 선택 할 수 있도록 하였다.

아. 전기적 안전

자극 전류의 크기가 μA 단위의 미소 전류이지만 고전압을 사용하기 때문에 치수검사기의 전기적 안전을 위하여 전원으로 건전지를 사용하여 대지와 전원의 접지를 분리하였다. 또한 오작동이나 FET가 파괴되었을

경우를 감안하여 2차적인 안전장치로 그림 3의 전압 회로에 직렬로 1 MΩ의 큰 저항(R4)을 삽입하여 최대 전류를 0.9mA로 제한하였다. 자극 전류의 흐름은 대지에 대하여 분리되어 있으며, 자극 전류의 버스트 출력의 반복 주파수인 50 Hz에서 자발 탈출 전류가 남자의 경우 약 16 mA, 여자의 경우 10.5 mA 인 점을 감안한다면 상당히 작은 전류이며 안전한 범위에 속한다 할 수가 있다^[6].

III. 실험

1. 정 전류원 검증

가. 부하 저항의 가변 실험

본 연구에서 구현한 정 전류원 치수 검사기의 성능 평가를 위하여 무부하 상태에서부터 10 MΩ까지 부하 저항을 변화시킬 때 정 전류원의 특성을 측정하였다. 자극 전류는 그림 4에서 보는 바와 같이 FET 게이트 전압의 증가에 따라 드레인 전류가 증가하는 것을 확인하였다. 그 결과 접촉 임피던스를 줄이기 위하여 전도성 물질을 사용하였을 경우의 임피던스 크기에 해당하는 약 2 MΩ 이내의 범위에서 부하 저항의 변화에 영향을 받지 않는 정 전류원임을 확인하였다. 일반적인 치아 임피던스 크기 이상의 범위인 3 MΩ에서는 104 μA, 4 MΩ에서는 85 μA, 끝 최악의 경우인 10 MΩ에서도 약 40 μA의 자극 전류가 흐름을 확인 하였다.

그러나 현재 임상에서 치수 검사를 위해 사용하고 있는 D626의 경우 그림 5에서 보는 바와 같이 부하 저항의 크기가 바뀔 때 따라 자극 전류의 크기 변화가 심하였으며 같은 레벨의 자극에서도 일정한 자극 전류를 흘려 줄 수가 없었다. 그 뿐만 아니라 전압원의 영향에 의해 자극 전류의 변화가 계속해서 발생하였으며 치수 검사를 위한 최대 전류가 부하 저항이 50 kΩ일 경우 약 30 μA 정도로 치아 상태에 따른 치수 생활력 평가에 요구되는 최대 전류인 150 μA에 미치지 못하여 부족함이 있다.

2. 치아 모델을 이용한 기존 검사기와 비교 실험

발치한 치아를 이용한 치아 모델은 그림 6과 같으며 각각의 임피던스 특성을 LCR 미터(4248A, Agilent, 미국)를 이용하여 50 Hz의 정현파로 측정된 결과는 표 1과 같다. 50 Hz에서 치아의 임피던스를 측정할 이유는 본 연구에서 개발한 치수 검사기의 버스트 파형의 주파수가 50 Hz이기 때문이다.

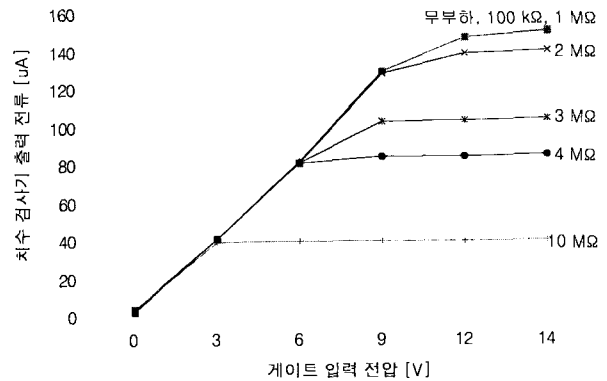


그림 4. 개발한 치수 검사기의 부하 저항을 이용한 정전류원 특성.

Fig. 4. Characteristic of constant current source by changing of load resistor.

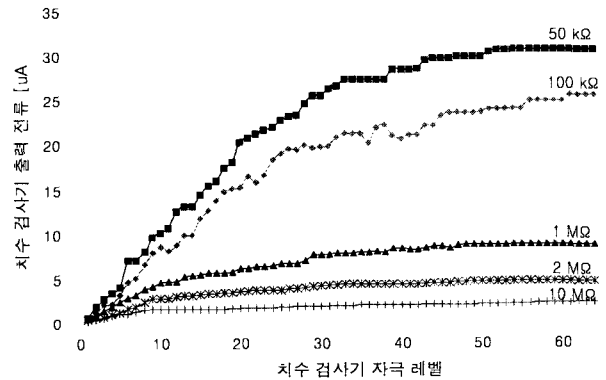


그림 5. D626의 부하 저항을 이용한 출력 특성.

Fig. 5. Output current of D626 by changing of load resistor.



그림 6. 치수 검사기의 전극을 이용한 치아 임피던스의 측정.

Fig. 6. Measurement of tooth impedance using electric pulp tester's probe.

표 1에서 나타난 바와 같이 치아의 임피던스 크기가 약 2 MΩ 내외에서 분포를 하는 것을 알 수 있다. 발치한 치아의 경우와 실제 사람의 치아의 임피던스의 크기를 비교하기 위하여 실제 사람의 치아 임피던스를 LCR 미터를 이용하여 측정된 결과는 표 2와 같다.

표 1. 발치된 치아의 임피던스 특성 (단위 : MΩ @ 50 Hz)
Table 1. Impedance characteristic of extracted human teeth.

번호	Resistivity	Reactance	Impedance
1	1.88	-0.40	1.92
2	3.25	-0.39	3.27
3	2.40	-0.41	2.44
4	1.96	-0.80	2.12
5	1.98	-0.33	2.01
6	2.34	-0.22	2.35
7	1.14	-0.18	1.15
8	1.72	-0.32	1.75
mean±std	2.4±0.75	-0.23±0.25	2.42±0.75

표 2. 사람의 치아 임피던스 특성 (단위:MΩ @ 50 Hz),
A:실험 참가자1 (여, 24), B:실험 참가자2 (남, 27)
Table 2. Impedance characteristic of vital human teeth(unit: MΩ @ 50 Hz), A: volunteer1 (woman, 24), B: volunteer2 (man, 27).

측정한 치아 번호	A			B		
	Resisti- vity	Reactan- ce	Imped- ance	Resisti- vity	Reactan- ce	Imped- ance
1	2.39	-0.21	2.40	2.89	-0.44	2.92
2	1.82	-0.24	1.84	2.39	-0.51	2.44
3	2.58	-0.61	2.65	2.14	-0.17	2.15
4	1.83	-0.18	1.84	2.25	-0.20	2.26
5	1.77	-0.53	1.85	2.72	-0.24	2.73
6	1.06	-0.13	1.07	1.23	-0.14	1.24
7	1.08	-0.20	1.10	2.39	-0.34	2.41
8	1.01	-0.27	1.05	1.34	-0.14	1.35
mean ± std	1.69 ± 0.6	-0.3 ± 0.17	1.72 ± 0.61	2.17 ± 0.6	-0.27 ± 0.14	2.19 ± 0.61

그림 7과 8은 발치한 치아 모델을 대상으로 현재 임상에서 사용하고 있는 두 치수 검사기 Parkell의 D624, D626의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극전류의 크기를 보여주고 있다. D624는 자극의 세기를 수동으로 다이얼을 돌려서 증가시키고 D626은 버튼을 이용하여 자극의 세기를 증가시키는 방식의 치수 검사기이다. 그림 7과 8에서 보는 바와 같이 각 치아마다 임피던스의 크기가 다르기 때문에 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 못하다는 것을 알 수 있다. 그 뿐만 아니라 같은 자극 레벨에서도 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 못하여 자극의 최대 전류량이 약 40~50 μA로 치수

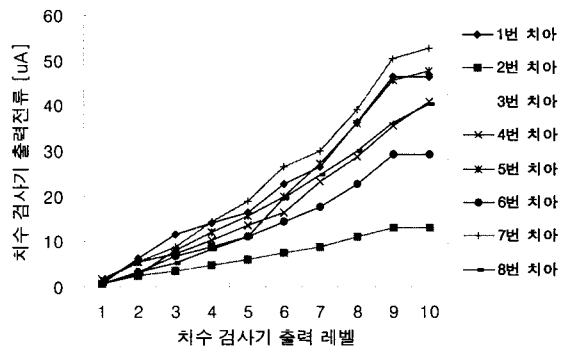


그림 7. D624의 치아모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기

Fig. 7. Stimulus current value each level of D624 according to the tooth model.

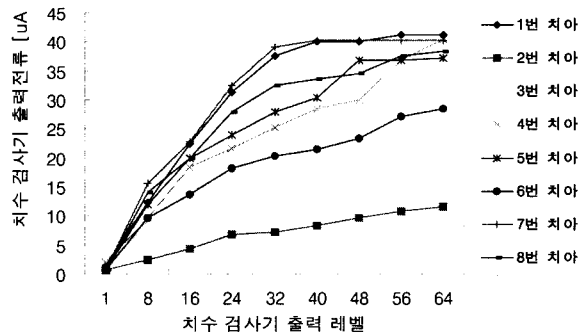


그림 8. D626의 치아모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기.

Fig. 8. Stimulus current value each level of D626 according to the tooth model.

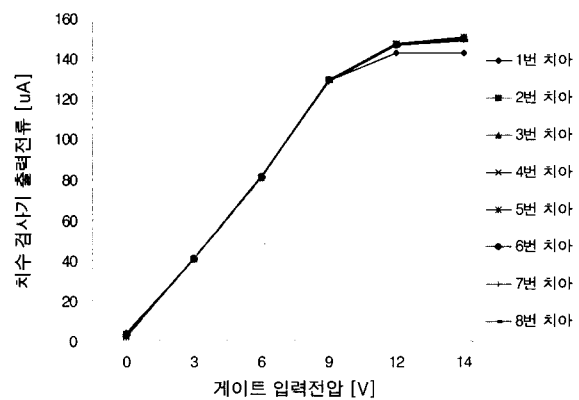


그림 9. 정 전류원 치수 검사기의 치아 모델 임피던스에 따른 자극 전류의 크기.

Fig. 9. Stimulus current value according to the tooth model by constant current source electric pulp tester.

검사 시 요구되는 최대 전류량인 150 μA 에 이르지 못하는 것을 확인하였다.

본 연구에서 개발한 정 전류원 치수검사기의 경우 그림 9와 같이 치아 임피던스 크기에 독립적으로 전달되는 자극 전류의 크기가 레벨에 따라 일정하다는 것을 확인하였다. 또한 치수 검사 시 요구되는 최대 전류인 약 150 μA 까지의 전류 자극이 가능하였다.

IV. 고찰 및 결론

정확한 역치 전류 값을 알기 위해서는 임피던스에 영향을 받지 않는 정 전류원의 구현이 중요하다. 현재 임상에서 사용되고 있는 정 전압원을 이용한 치수 검사기는 부하 임피던스의 크기에 따라 전류의 크기가 변화하기 때문에 일정한 크기의 자극 전달이 불가능 하였다. 치아마다 임피던스가 다르기 때문에 일정한 자극 전류를 흘려 줄 수가 없다면 치수 검사 시 자극 반응에 대한 유무만을 관찰할 뿐 역치 자극에 대한 정보를 알 수 없다. 반면에 본 연구에서 개발한 치수 검사기는 수백 k Ω 에서 약 2 M Ω 의 넓은 임피던스 범위에서 정 전류 자극이 가능하도록 구현하였기 때문에 일정한 자극 전류에 의하여 역치에 대한 정보를 알 수 있다.

최대 전류 크기에 대한 고려 역시 중요한 요소로 치수 검사 시 과도한 전류가 흐르게 되면 치수의 생활력이 없음에도 불구하고 치수가 아닌 구강조직의 자극으로 인하여 피검자가 허위반응을 나타내는 경우가 있다. 이를 방지하기 위해 최대 자극 전류의 크기를 150 μA 로 제한하였다. 또한 임상에서 사용되고 있는 정 전압원을 이용한 치수 검사기의 경우 자극 전류의 최대 출력이 40~50 μA 정도로 제한되어 있기 때문에 피검자의 역치가 높을 때에는 자극 전류가 이에 미치지 못하여 치수의 생활력이 있음에도 불구하고 없다고 잘못 진단하는 경우가 있을 수 있다.

또한 자극으로 인하여 유발되는 통증의 경감을 위한 버스트 파형을 구현하였다. 현재 임상에서 사용하고 있는 대부분의 치수 검사기의 자극 파형은 단순 구형파이기 때문에 피검자에게 고통스러운 통증이 유발되었다. 이를 해결하기 위하여 버스트 파형을 이용하여 같은 크기의 자극 전류에서 보다 작은 에너지를 전달시켜 피검자에게 유발되는 통증을 경감시킬 수 있도록 하였다.

전기 치수 검사 시 특별히 유념해야 할 중요한 사항으로 전기 자극으로 인하여 인공 심장박동기가 오작동

을 일으킬 우려가 있다는 것이다. 그러므로 환자의 인공 심장박기 시술여부를 반드시 확인해야 하며 시술 환자에 대해서는 가능하다면 다른 방법의 검사를 권고하는 것이 바람직하다. 그러나 반드시 전기 치수 검사 방법을 사용해야 할 경우 입술 클립 등을 이용하여 자극 전류의 흐름을 제한하여야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] J. Lindhe, *Textbook of Clinical Periodontology*, Munksgaard, 2nd edition, pp. 258-279, 1992.
- [2] I. W. Wang, S. T. Young, "An Improved Electric Pulp Tester", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 15, no. 1, pp. 112-115, 1996.
- [3] L. I. Grossman, *Endodontic Practice*, Lippincott Williams and Wilkins, 10th edition, pp. 1-42.
- [4] M. G. Pepper, "An Electric Tooth Pulp Vitality Tester", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 19, pp. 208-214, 1981.
- [5] B. Matthews, B. N. Searle, "Electrical Stimulation of Teeth", *Pain*, vol. 2, pp. 245-251, 1976.
- [6] A. S. Grayson, "A New Electric Pulp Vitality Tester", *Quintessence International*, vol. 8, no. 3, pp. 79-82, 1977.
- [7] P. M. H. Dummer, M. Tanner, J. P. McCarthy, "A laboratory study of four electric pulp testers", *International Endodontic Journal*, Vol. 19, pp. 161-171, 1986.
- [8] I. Daskalov, B. Indjov, N. Mudrov, "Electrical Dental Pulp Testing", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 16, pp. 46-50, 1997.
- [9] J. M. Mumford, "Pain Threshold of Normal Human Anterior Teeth", *Archives of Oral Biology*, Vol. 8, pp.493-501, 1963.
- [10] B. Matthews, B. N. Searle, D. Adams, R. Linden, "Thresholds of Vital and Non-Vital

Teeth to Stimulation with Electric Pulp Testers”, *British Dental Journal*, Vol. 137, pp. 352-355, 1974.

[11] Malvino, *Electronic Principles*, Mc Grow Hill, 5th edition, 1997.

[12] Comfile technology, *PICBASIC DATABOOK*, 10th edition, Comfile technology, 2002.

[13] Intersil corporation, *ICL8038 datasheet*, Intersil corporation, 1998.

[14] BURR-BROWN, *MPY100 datasheet*, BURR-BROWN, 2000.

[15] TDK, *CXA-L10A datasheet*, TDK, 2003.

[16] J. G Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, John Wiley & Sons. INC., 3rd edition, 1998.

저 자 소 개



김 재 성(정회원)
 2002년 건국대학교
 의공학학과 학사 졸업
 2004년 연세대학교 대학원
 생체공학협동과정 석사 졸업
 <주관심분야 : 생체신호계측>



남 기 창(정회원)
 1997년 연세대학교
 의용전자공학과 학사 졸업
 1999년 연세대학교 대학원 생체
 공학협동과정 석사 졸업
 2004년 연세대학교 대학원 생체공
 학협동과정 박사 졸업
 <주관심분야 : 생체신호계측, 음성신호처리>



김 수 찬(정회원)
 1994년 인제대학교
 의용공학과 학사 졸업
 1998년 연세대학교 대학원
 생체공학협동과정 석사 졸업
 2003년 연세대학교 대학원
 생체공학협동과정 박사 졸업



이 승 중(정회원)
 1975년 서울대학교 치과대학
 치의학사 졸업
 1980년 서울대학교 대학원
 치의학석사(보존학) 졸업.
 1984년 미국 미네소타 대학원
 이학석사(근관치료학) 졸업

현재 Dept. of ECSE, Rensselaer Polytechnic Institute(USA)에서 Post Doc. 과정
 <주관심분야 : 생체신호계측, 안구운동측정, 실시간
 호처리>

1991년 서울대학교 대학원 치의학(보존학) 박사
 졸업
 현재 연세대학교 치대 보존과학교실 주임교수
 <주관심분야 : 치아이식, 전자근관장 측정기, 치수
 검사기>



김 덕 원(중신회원) - 교신저자
 1976년 서울대학교 공과대학
 학사 졸업
 1980년 Northwestern Univ.
 전기공학과 석사 졸업
 1986년 Texas Univ. 의공학과
 박사 졸업

현재 연세대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
 <주관심분야 : 비관혈적 생체계측, 의료기기, 전자파
 유해성>