

## 치수혈류 측정을 위한 광 프로브 개발

### Development of an Optical Probe for Measuring Blood Flow in Dental Pulp

장 경 환\* · 최 준 열\*\* · 구 정 모\*\*\* · 권 민 경\*\* · 김 덕 원†

(Kyung-Hwan Jang · Joon-Yul Choi · Jeong-Mo Koo · Min-Kyung Kwon · Deok-Won Kim)

**Abstract** - To diagnose dental pulp vitality, electric pulp tester has been widely used, which is a method to test condition of nerve. However, especially in the case of patients with trauma, nerve desensitization could temporarily occur even though nerve might be recovered by blood flow within the pulp later, which implies that blood flow in dental pulp is also an important factor for diagnosing vitality. This paper described the development of a probe that relatively measured blood flow in dental pulp using photoplethysmography (PPG). The probe emits four different wavelength light sources including three visible and an infrared light. We tested which light source detect sensitively the blood flow in dental pulp. As a result, green light had the largest peak to peak voltage and the power spectrum among different wavelengths.

**Key Words** : Dental pulp, Vitality, Blood flow, Photoplethysmography, Probe

#### 1. 서 론

치수생활력(pulp vitality) 측정은 치수 내 혈류 존재 여부를 통해 치수의 실활 정도를 평가하는 것이다. 임상에서 사용되는 치수생활력 검사로는 온도검사(고온/냉온)와 전기자극검사(electric pulp tester; EPT)로 EPT는 치아의 신경 부위에 전기 자극을 주어 환자의 감지 여부를 통해 치수 내 신경 조직의 반응 여부를 확인하는 방법이다. 그러나 치수 내 신경을 자극하여 생활력을 검사하는 방법은 피검자의 주관적인 판단이라는 단점을 지니고 있으며, 신경의 생존 여부만 판단 할 뿐 혈류의 유무에 대한 정보를 얻을 수 없다 [1]. 1973년 Bhasker와 Rappaport는 외상 후 신경이 손상되어 있을 지라도 정상적으로 혈액공급이 이루어지는 치아가 있다고 보고하였다[2]. 이는 치수 내 혈관이 존재하지만 신경이 손상된 치아를 신경학적 반응 검사만으로 치수생활력이 없다고 판단하여 발치 혹은 신경치료를 통해 치수부분을 제거한다면 생활력이 남아 있어 충분히 회생시킬 수 있는 치아를 손상시켜 환자에게 물리적 고통과 더불어 경제적 손실도 줄 수 있다. 따라서 치수생활력 검사 시 신경 반응 검사와 더불어 치수 내 혈류 검사의 시행이 절실히 필요하다.

기존의 연구에서 치수 내 혈류 존재 여부에 대한 정보를 얻기 위해 레이저 도플러나 산소 포화도 측정기 등이 사용되어 왔다. 그러나 레이저 도플러의 경우 미세 혈류 측정이 가능하지만 가격이 고가이며 작은 움직임에도 상당히 민감

하므로 측정에 어려움이 많다[3-4]. 또한 산소포화도 측정기 역시 혈액 속의 산소포화도 정보를 줄 수 있을 뿐 혈류에 대한 정보를 얻기에는 부족하다. 이런 단점을 보완한 비관혈적 치수 검사 방법은 광용적맥파(photoplethysmography; PPG)를 이용한 치수생활력 검사이다. PPG를 이용해 치수 내 혈류 변화를 측정하여 진단의 파라미터로 활용한다면 레이저 도플러 장비보다 측정이 용이하고 저가의 비용으로 치수생활력 측정이 가능하다[5-6]. 따라서 본 연구에서는 치수혈류 측정에 적절한 광 프로브를 설계하여 5명의 성인 남녀의 건강한 송곳니를 대상으로 청색광(470nm), 녹색광(540nm), 적색광(620nm), 적외선광(940nm)의 파장을 이용하여 치수혈류를 측정하였다. 이를 통해 치수 PPG 측정에 적합한 광 프로브의 개발과 더불어 최적의 파장을 제안하였다.

#### 2. 본 론

##### 2.1 치아의 구조

치아는 그림 1과 같이 치수강(pulp cavity)을 싸고 있는

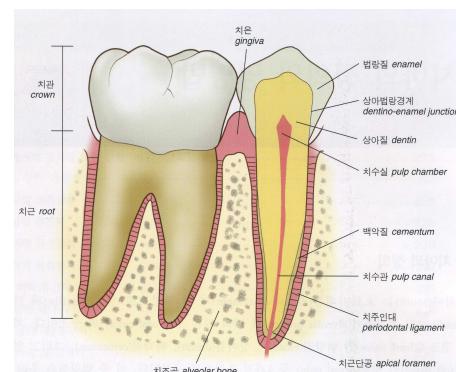


그림 1 치아의 구조[8]

Fig. 1 The structure of tooth[8]

\* 정 회 원 : 연세대학교 생체공학협동과정 석사

\*\* 비 회 원 : 연세대학교 의과학과 석사과정

\*\*\* 비 회 원 : 연세대학교 생체공학협동과정 석·박사통합과정

† 교신저자, 종신회원 : 연세대학교 의과대학 의학교육과 교수

E-mail : kdw@yuhs.ac

접수일자 : 2012년 2월 1일

최종완료 : 2012년 7월 10일

상아질(dentin), 치관을 덮고 있는 에나멜질(enamel) 및 치아 뿌리의 겉에 형성되어 있는 시멘트질(cementum)로 구성되어 있다. 치수관을 채우고 있는 치수에는 작은 동맥, 정맥, 신경들이 치아 뿌리 끝의 작은 구멍을 통해 들어와 분포되어 있다. 이와 같이 치수는 혈관과 신경의 결합조직으로 치아의 혈류와 생물학적 영양을 공급하여, 상아질의 형성과 감각기관을 구성하고 있다[7].

## 2.2 PPG 원리

빛의 흡수율(extinction coefficient)의 원리를 이용한 PPG는 인체의 특정 부위에 빛을 조사하여 반사나 투과된 빛의 세기를 통해 혈류의 변화를 측정하는 방법이다. 그림 2의 Beer-Lambert's law는 균일한 매질에 입사된 빛과 투과된 빛의 감쇄에 대한 법칙으로 식 (1)과 같이 입력된 빛의 세기는 흡수된 빛과 통과된 빛의 합과 같다는 법칙이다[9]. 특정 파장의 빛이 살아있는 조직을 통과하여 photo-detector에서 얻어지는 빛의 신호는 그림 2와 같이 중간 조직에 따라 흡수 및 산란으로 인하여 그 빛의 세기가 줄어든다. 따라서 본 연구에서는 치수의 혈류 변화를 측정하기 위해 청색광, 녹색광, 적색광, 적외선광을 이용하여 치수에 적합한 파장을 제안하였다. LED파장을 다르게 하여 측정할 것은 에나멜질은 파장이 커질수록 빛의 감쇄가 감소하며, 적혈구의 빛의 흡수도의 경우 560nm 부근에서 가장 크기 때문에 두 가지 사항을 모두 고려하여 치아에 가장 적합한 파장을 검출하기 위해서이다[9-10].

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (1)$$

( $I_0$  : 입력되는 빛의 강도,  $I$  : 매질을 통과한 후의 빛의 강도,  $\epsilon(\lambda)$  : 감쇄계수,  $c$  : 매질의 농도,  $d$  : 매질을 통과하는 빛의 투과 거리)

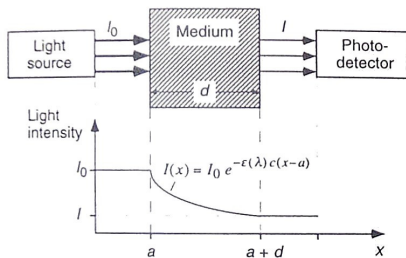


그림 2 Beer-Lambert 법칙  
Fig. 2 Beer-Lambert's law[9]

## 2.3 치수혈류 측정 시스템의 구성

### 2.3.1 치수혈류 측정 시스템의 개요

그림 3은 치수생활력 측정 시스템을 도표화 한 것으로 시스템은 크게 치수 전용 광 프로브, LED 전류 제어부, photo detector와 손가락 PPG 신호 측정부 및 치수 PPG 신호 처리부로 나뉜다. LED driver를 이용하여 LED의 광파워를 조절한 후 치수 전용 광 프로브와 손가락 PPG 측정 프로브

(DS-100A, Nellcor, USA)를 통해 치아와 손가락에서 PPG 신호를 측정하였다. 획득한 신호는 A/D와 DAQ를 거쳐 PC를 통해 분석하였다. 그림 4는 치수혈류 측정 시스템의 실제 모습이다.

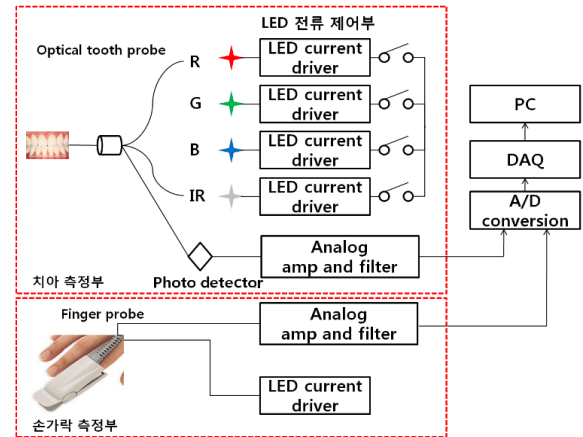


그림 3 치수생활력 측정 시스템의 블록선도  
Fig. 3 Diagram of a measurement system of dental pulp blood flow

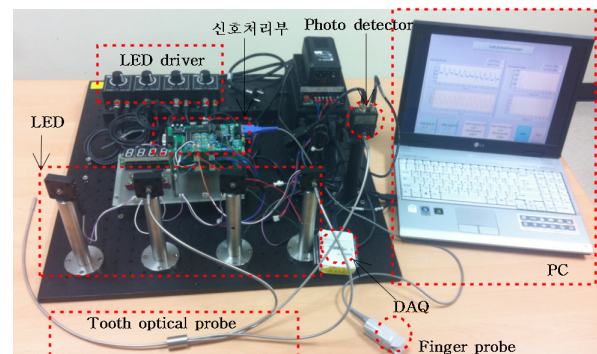


그림 4 치수혈류 측정 시스템의 사진  
Fig. 4 Photo of dental pulp blood flow measurement system

### 2.3.2 광 프로브 설계

치수 전용 혈류 측정을 위한 프로브 타입은 반사형 프로브를 사용하였다. 그 이유는 반사형 프로브의 경우 이미터와 디텍터가 모두 프로브 한 단면에 있어 치아의 혈류 측정 시 용이하게 접근할 수 있기 때문이다[10]. 치수 PPG 신호 측정에 적합한 광 프로브 설계 시 고려할 사항은 프로브의 기하학적 구조 즉 광섬유의 수, 직경의 크기, 이미터와 디텍터 사이의 거리이다. 광 프로브 길이는 1m이고 전체적인 모습은 그림 5와 같다. 프로브의 기하학적 구조는 그림 6과 같이 이미터와 디텍터를 위와 아래에 위치하도록 설계하였다. 이미터를 잇몸에 가깝도록 설계한 것은 디텍터와 잇몸 사이의 거리가 최대가 되게 하여 잇몸 혹은 구강 내 혈류에 의해 반사되어 나오는 빛이 디텍터에 가능한 영향을 받지 않게 하기 위해서이다[11]. 프로브 헤드의 직경은 5.7mm이며, 프로브 헤드 내 광섬유의 개수는 총 7개이다. 광섬유의 직경은 모두 1mm로서 이 중 2개는 빛을 방사하기 위한 이

미터로, 다른 2개는 혈류에 반사되어 나오는 빛을 받기 위해 디텍터로 설계하였다. 나머지 3개의 광섬유는 이미터와 디텍터 사이의 거리를 조정하고, 각 광섬유의 고정과 균형을 위하여 사용되었다.

Uzunov 등은 이미터와 디텍터 사이의 거리에 따라 투과되는 빛의 깊이가 비례한다고 보고하였다[12]. 또한 Mendelson 등은 이미터와 디텍터 사이의 거리가 짧으면 이미터의 빛이 디텍터에 직접 영향을 미친다고 보고하였다[13]. 일반적으로 치수 내 혈관의 분포는 치아의 표면으로부터 약 1.6~3.4mm 깊이에 분포한다고 하였다[12]. 따라서 본 논문에서는 이미터와 디텍터 사이의 거리를 약 2~2.5mm로 설계하여 치수 내 혈관까지 빛이 도달할 수 있도록 하였다.

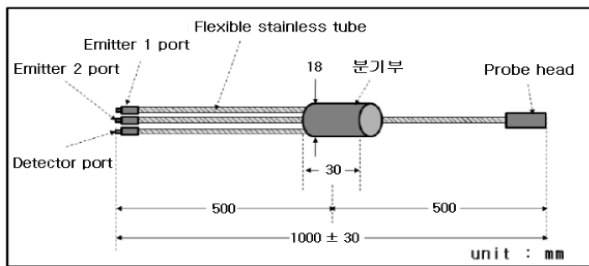


그림 5 광 프로브의 구조  
Fig. 5 The structure of our optical probe

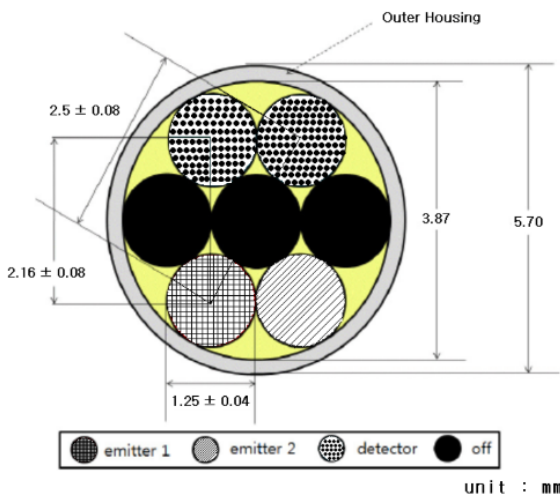


그림 6 광 프로브의 앞단 구조  
Fig. 6 The structure of optical probe head

### 2.3.3 LED driver

치수 혈류 측정을 위한 LED 신호원의 세기는 치수 혈류가 매우 적다는 점과 피부를 통해 측정하는 기존의 PPG 프로브와는 달리 치아의 에나멜질을 투과해야 한다는 점을 고려해야 한다. 따라서 본 연구에서는 4가지 파장의 (470nm, 540nm, 620nm, 940nm) power LED (3 W)를 이용하였으며, 치수혈류 측정에 적절한 파장과 세기를 제안하였다. LED에 일정한 전류를 공급하기 위하여 1200 mA 가 최대전류인 LED driver (LEDD 1 B, Thorlabs, USA)를 파장별 각

LED에 연결하여 출력을 제어하였다. 전류에 따른 LED의 특성이 모두 다르고 LED와 프로브간의 커플링에서 손실되는 광량이 각기 다르므로 치수혈류 측정을 위해 광 프로브 끝단의 빛의 세기는 4가지 파장 모두 1 mW/mm<sup>2</sup>로 동일하도록 광과워미터(PM100D, Thorlabs, USA)를 사용하여 전류 값을 각각 청색광-130 mA, 녹색광-110 mA, 적색광-70 mA, 적외선광-280 mA로 조정하였다.

### 2.3.4 Photo detector 및 PPG 신호 처리부

혈액에 반사 또는 투과된 빛은 photo detector를 통하여 전기 신호로 획득된다. 여기서 치아의 혈류량이 작고 광 프로브로 반사된 빛의 세기 역시 매우 작으므로 photo detector의 민감도가 상당히 높아야 한다. 따라서 본 연구에서는 민감도가 1 nW, 측정범위가 50 nW ~ 50 mW이며 active area 가 약 1mm<sup>2</sup>인 photo detector (PDA36A, Thorlabs, USA)를 사용하였다. Photo detector로부터 얻은 신호는 필터 및 증폭기를 거쳐 DAQ (NI USB 6009, National Instruments, USA)를 통해 디지털 신호로 변환된 후 PC에 보낸다. PC에서는 LabVIEW 2009 (NI)를 이용하여 상대적인 치아 혈류를 화면에 표시하며 동시에 데이터를 저장한다.

### 2.4 데이터 분석

치수 내 혈류 측정을 위해 적절한 파장을 선택하기 위하여 10초 동안 치수로부터 측정된 PPG 신호의 평균 진폭을 확인하고, 스펙트럼 분석을 통해 기본 주파수가 심박주파수 (0.83 ~ 2 Hz) 내에 존재하는 가를 검토하였다. 각 파장에 따라 PPG 신호의 진폭의 크기를 비교한 것은 측정된 PPG 신호의 진폭의 크기가 큰 파장일수록 에나멜 층을 더 잘 투과하여 혈류 신호를 획득하였다 볼 수 있기 때문이다. 그러나 진폭이 크게 측정 되었다 하여도 치수 PPG 신호가 아닌 잡음에 의한 신호일 수 있다. 그러므로 손가락에서의 PPG 신호를 동시에 측정하여 두 신호의 스펙트럼 분석을 통해 측정된 치수 PPG 신호의 기본 주파수가 심박 주파수의 범위에 해당하는지 확인하였다.

### 2.5 실험 방법

그림 8은 X-ray를 통해 실제 실험자들의 송곳니를 촬영한 것으로 일반적으로 건강한 치아의 경우 치수가 치아 중심으로 분포되어 있는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 그림 9와 같이 나이 28.2 ± 2.6(평균 ± 표준편차)살의 건강한 성인 남녀 5명의 건강한 송곳니를 대상으로 잇몸에서 약 3mm 아래에 프로브를 위치시키며, 이미터를 잇몸에서 가까운 쪽, 디텍터를 잇몸에서 먼 쪽으로 향하도록 하여 치수 PPG 신호를 측정하였다[10]. 프로브를 이와 같이 위치시키는 이유는 잇몸에서의 PPG 신호 영향을 최소화하기 하기 위해서 이다. 이때 프로브 헤드에서의 optical power는 네 파장의 광선 모두 동일한 값인 1 mW/mm<sup>2</sup>로 설정하였다[12]. 또한 치수 PPG 신호 측정 시 주변의 빛으로 인한 잡음을 최소화하기 위해 실험 진행 시 주위의 모든 빛은 소등하여 진행하였다.

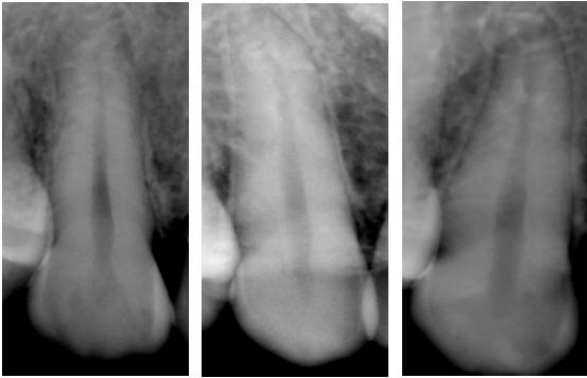


그림 7 피험자들의 송곳니 X-ray  
Fig. 7 X-ray of subjects' canine teeth

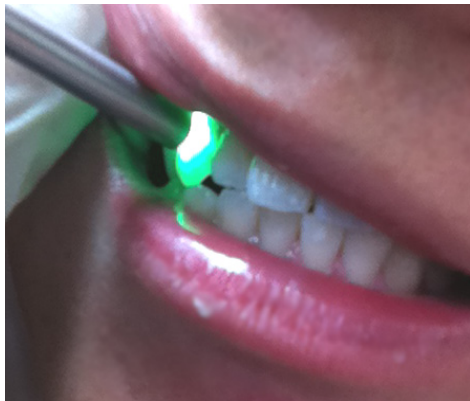
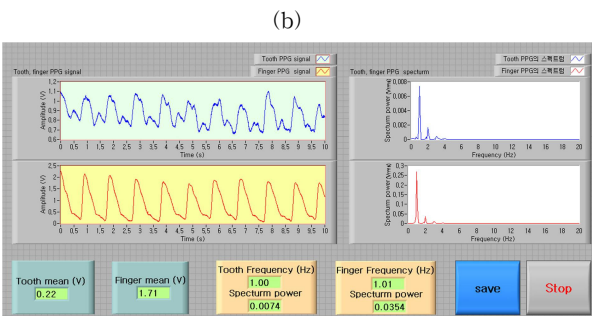
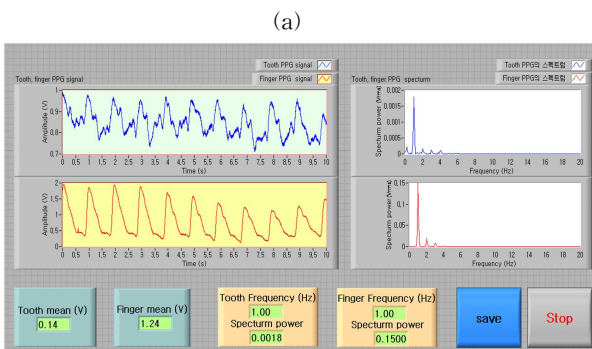
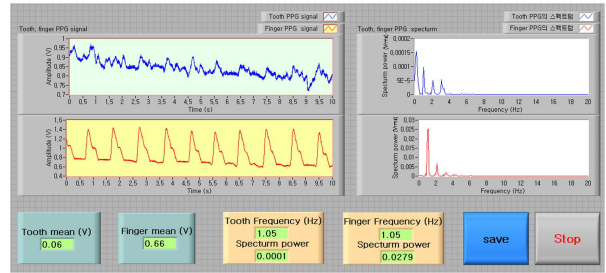


그림 8 치수 PPG 신호 측정 사진  
Fig. 8 Photograph of PPG measurement of dental pulp



(c)



(d)

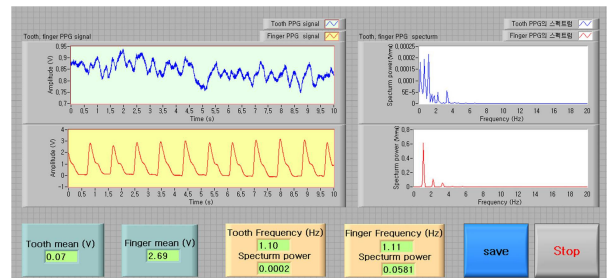


그림 9 파장에 따른 치수 (위) 및 손가락 (아래)에서의 PPG 신호와 결과치 (a) 470nm (청색), (b) 540nm (녹색), (c) 620nm (적색), (d) 940nm (적외선)

Fig. 9 The PPG signals and data of the dental pulp (upper) and finger (lower) (a) 470nm (blue), (b) 540nm (green), (c) 620nm (red), (d) 940nm (Infrared)

### 3. 결 과

그림 10은 한 피험자의 치수와 손가락으로부터 획득한 PPG 신호와 데이터를 파장의 종류에 따라 LabVIEW 프로그램을 이용하여 나타낸 것이다. 왼쪽의 위, 아래 채널은 각각 치수와 손가락 PPG 파형이며, 오른쪽 위, 아래 채널은 각각 치수와 손가락 PPG 신호의 스펙트럼이다. 또한 아래 부분에는 치아 및 손가락의 진폭의 평균(volt)과 치아 및 손가락의 기본 주파수 및 스펙트럼 파워가 구해졌다. 네 파장 모두에서 치수 PPG 신호의 평균 진폭이 손가락 PPG 신호의 평균 진폭 보다 훨씬 작게 측정되었으며, 치아 가 손가락보다 심장에 더 가까이 위치하므로 치아 PPG 신호가 손가락 PPG 신호보다 조금 빠르게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 또한 스펙트럼 분석 결과, 손가락 PPG 신호에서 확인한 심박주파수와 치수 PPG 신호에서 나타나는 기본 주파수가 거의 일치한다는 것을 확인하였다.

표 1은 피험자 5명을 통해 획득한 치수 PPG 신호의 데이터를 요약한 것이다. 피험자 C를 제외한 모든 피험자의 측정 결과 540nm의 파장에서 측정된 PPG 신호의 평균 진폭 및 기본 주파수의 power spectrum의 값이 가장 크게 나타나는 것을 확인하였다. 그러나 피험자 C의 경우 460nm의 파장에서의 PPG 신호의 평균 진폭 및 기본 주파수에서의 power spectrum 값이 더 크게 나타났다. 또한 A, B 피험자의 경우 620nm, 940nm의 파장에서 PPG 신호의 power spectrum 분석 시 심박주파수 신호와 다른 잡음 신호가 혼

재되어 있어 치수 PPG 신호의 확인이 어려웠으며 C, D, E 피험자의 경우 측정되지 않았다.

**표 1** 네 파장에 따른 치수 PPG 신호의 평균진폭과 기본 주파수의 파워

**Table 1** Mean magnitude and its power of dental pulp PPG of the four wavelengths

피험자	치수 PPG 신호의 평균 진폭(mV)				치수 PPG 신호의 심박주파수에서의 power spectrum(mV <sup>2</sup> /Hz)			
	470 nm	540 nm	620 nm	940 nm	470 nm	540 nm	620 nm	940 nm
A	140	220	60	70	1.8	7.4	0.1	0.2
B	90	140	130	120	0.5	1.2	0.4	0.4
C	130	120	·	·	2.3	0.7	·	·
D	110	150	·	·	1.3	1.9	·	·
E	100	120	·	·	0.7	1.0	·	·

### 3. 결 론

치아 내부의 치수 생활력 검사는 치아의 외상 및 염증이 나 괴사 등의 진단과 치료에 있어서 기본적인 과정으로 임상에서 매우 중요하다. 기존의 전기 치수 검사 방법은 전류 자극을 주어 환자의 통증 반응을 보고 치수 생활력을 검사하므로 치아에 산소와 영양을 공급하는 치수 내 혈류에 대한 정보를 얻을 수 없다. 따라서 본 연구에서는 치수의 혈류를 측정하기 위해 치아 전용 광 프로브를 개발하여 남녀 5명의 건강한 송곳니를 대상으로 청색광(470nm), 녹색광(540nm), 적색광(620nm), 적외선광(940nm)에 따라 치수에서의 PPG 신호를 측정하였으며, 측정된 신호의 평균 진폭 값 및 스펙트럼 분석을 통해 치수 PPG 신호 측정에 적합한 파장을 제안하였다. 실험 결과 피험자 5명 중 4명이 4개의 파장 중 녹색광(540nm) 파장에서 가장 큰 평균 진폭과 심박주파수에서의 power spectrum 값을 나타냈으며, 적색광(620nm), 적외선(940nm)에서는 치수 PPG 신호를 획득하기 어려운 것을 확인하였다. 이는 Robert 등이 언급한 치아의 에나멜 구조에서 녹색광이 가장 적합하다는 것과 일치한다 [14]. 그러나 치아에 적합하도록 개발된 광 프로브임에도 불구하고 빛을 이용하여 PPG 신호를 측정하므로 동잡음에 상당히 민감하며, 잇몸 혹은 구강 내 혈류를 통해 전달되는 PPG 신호의 최소화 또한 매우 중요하다. 그러므로 향후 연구를 통해 치아에 알맞은 고정 장치를 개발하여 동잡음을 최소화시키며, 잇몸의 영향을 최대한 적게 받는 측정 알고리즘이 개발되어야 한다. 또한 개선된 프로브와 알고리즘을 이용하여 실제 산 치아와 죽은 치아를 더 정확하게 분류할 수 있다면, 치아 외상 환자 발생 시 보다 정확한 진단을 통해 살릴 수 있는 치아의 발치를 최소화할 수 있을 것이다.

### 참 고 문 헌

[1] H.J. Fulling and J.O. Anderson, "Influence of maturation status and tooth type of permanent teeth upon electrometric and thermal pulp testing," *European Journal of Oral Sciences*, vol. 84, no. 5 pp. 286-290, 1976.

[2] I.G. Chanbers, "The role and methods of pulp testing in oral diagnosis; a review," *International Endodontic Journal*, vol. 15, no. 1, pp.1-15 1982.

[3] J.Y. Lee, K. Yanpiset, A. Sigurdsson and W.F. Vann Jr, "Laser Doppler flowmetry for monitoring traumatized teeth," *Dental Traumatology*, vol. 17, no. 5, pp. 231-235, 2001.

[4] D.S. Ramsay, J. Artun and S.S. Martinen, "Reliability of pulpal blood flow measurements utilizing laser Doppler flowmetry," *Journal of Dental Research*, vol. 70, no. 11, pp. 1427-1430, 1991.

[5] J.M. Schmitt, R.L. Webber and E.C. Walker, "Optical determination of dental pulp vitality," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 38, no. 4, pp. 346-351, 1991.

[6] J.M. Schnettler and J.A. Wallace, "Pulse oximetry as a diagnostic tool of pulpal vitality," *Journal of Endodontics*, vol. 17, no. 10, pp. 488-490, 1991.

[7] I. Sunada, "New Method for Measuring the Length of the Root canal," *Journal of Dental Research*, vol. 41, no. 2, pp.375-387, 1962.

[8] Kim Hee Jin, *Dental morphology*, Seoul: Hyunmoon, p.16, 2007.

[9] J.G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*, 2nd Edition, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, pp.1-244, 1997.

[10] V. Sarkela, K.K. Harri, K. Oikarinen and E. Herrala, "Dental pulp vitality measurement based on muliwavelength photoplethysmography," *SPIE*, vol. 2631, pp. 72-83, 1995.

[11] T.M. Odor, T.R. Pitt Ford and F. McDonald, "Effect of probe design and bandwidth on laser doppler readings from vital and root-filled teeth," *Medical Engineering and Physics*, vol. 18, no. 5, pp. 359-364, 1996.

[12] T. Uzunov, P. Uzunova, I. Angelov and A. Gisbrecht, "Comparative investigation of the penetration of different wavelength visible LED radiation into dental tissue," *SPIE*, vol. 7027, 2008.

[13] Y. Mendelson and B.D. Ochs, "Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 10, pp. 798-805, 1988.

[14] Rober R.A, "Method and apparatus for detecting the presence of caries in teeth using visible luminescence," *United States Patent*, no. 31815, 1985.

저 자 소 개



**장 경 환 (張 慶 桓)**

2010년 연세대학교 의용전자공학과(공학사), 2012년 연세대학교 대학원 생체공학 협동과정(공학석사)



**최 준 열 (崔 俊 烈)**

2009년 경희대학교 전자공학(공학사), 2011~ 현재 연세대학교 대학원 의과학과(석사과정)



**구 정 모 (具 政 模)**

2012년 연세대학교 의용전자공학과(공학사), 2012~ 현재 연세대학교 대학원 생체공학협동과정(석·박사 통합과정)



**권 민 경 (權 珉 慶)**

2010년 인제대학교 의용공학과(공학사), 2010~ 현재 연세대학교 대학원 의과학과(석사과정)



**김 덕 원 (金 德 源)**

1976년 서울대학교 공학대학(공학사), 1980년 Northwestern University 전자공학(MS), 1986년 The Univ. of Texas at Austin의공학(Ph.D), 1987~ 현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실(조교수, 부교수, 교수), 2006~ 현재 연세대학교 의과대학 BK21 의과학과 교수, 2008 대한전자공학회 부회장 겸 시스템 및 제어소사이어티 회장