

## 구강 내부 맥파 계측을 위한 센서 시스템 연구

김 경 호<sup>†</sup>

<sup>†</sup>단국대학교 전자공학과

### A Study on the Arterial Pulse Wave Measuring System of an Oral Cavity

Kyung Ho Kim<sup>†</sup>

<sup>†</sup>Department of Electronic Engineering, Dankook University

#### ABSTRACT

In this paper, we propose a novel sensor system for measuring the arterial pulse in an oral cavity. In order to measure pulse wave in oral cavity, the proposed system is designed with reflection type arterial wave sensor, not by using transmission type arterial pulse wave sensor. Driving circuit through pulse current is designed for solving self-heating problem of LED. The effectiveness of the proposed sensor system is compared with pulse wave between pulse wave of oral cavity and other body parts as well as with characteristic measurements. The experiment shows that the proposed sensor system is adaptive to capturing consecutive and meaningful biometric signals through the variation of pulse wave changes in oral cavity when exercising. The study result expects to design and develop mobile sensors which could be adapted to healthcare devices.

**Key Words :** Pulse wave, Pulsation, Wearable health monitoring, Health Sensor

#### 1. 서 론

인간의 구강내부는 좁은 공간이지만 혈관, 신경, 타액선 등이 집중적으로 존재하고 있다. 따라서 인간의 구강내부에서 얻을 수 있는 생리정보는 크게 구강 내 환경정보, 조직정보, 타액정보, 동작정보, 치아 정보 등을 들 수 있다. 이들 생체정보는 인체에 있어 매우 중요한 정보들 중의 하나이다. 또한 치아 및 구강의 질환은 인간에 있어 전신질환의 원인이라고 알려져 있으며, 반대로 전신질환이 치아나 구강의 질환으로 나타나는 경우도 있다. 이는 구강내부의 생리정보가 인간의 전신에 있어서의 생리현상의 반응을 반영한다고 할 수 있다[1]. 따라서, 구강내의 생리정보를 이용하여 전신의 생체정보를 취득한다는 가정하에 구강 내 생체정보 계측에 대한 연구들이 진행되어 왔다[2].

한편, 인간이 생존을 위해 외부자극에 대해서 본능적으로 자기 자신을 보호하려는 방어수단으로 감각기

등의 수용체로부터 생체 정보를 얻고, 얻어진 생체 정보를 분석하고 피드백을 함으로서 생체항상성을 유지한다는 것은 잘 알려진 사실이다[3]. 이들 생체 정보의 대표적인 예로서 혈압, 맥박, 체온 등을 들 수 있다. 이들 중요 생체정보 중의 하나인 맥박은 맥파로도 표현되며, 맥파는 심장의 박동에 의해 발생하는 심장의 압력변화 또는 용적의 시간적인 변화를 알려주는 생체정보이다. 예로부터 촉진이라는 방법을 통하여 얻어지는 이러한 생체정보를 맥박이라 불렀으며, 이 정보를 활용하여 널리 질병의 진단에 이용하여 왔다. 동양의학에서는 이러한 맥박을 중심으로 하여 여러 가지 이론이 존재하며 질병진단의 근간을 이루고 있다. 동맥박동은 위치에 따라 요골동맥, 상완동맥, 측두동맥 등으로 나타내며, 19세기부터는 기계적인 장치들이 개발되어 동맥박동이 기록되기 시작되었다. 이후 많은 연구 등을 통하여 순환기 질환 등에 실제 응용되기 시작되었다[4]. 맥파에는 심장박동의 정보가 포함되어 있으며, 심박과 동일한 방법으로 맥박의 peak치를 구하여 주파수 분석을 하거나 peak to peak의 시간평균과 표준편차를 이용한 지표[4]를 구하는 것으로 자율신경계 활동의 평가

<sup>†</sup>E-mail : dkuhealth@dankook.ac.kr

가 가능하다. 또한, 맥파는 혈관을 통해 전달되기 때문에 혈관상태에 의한 파형변화가 일어난다. 이러한 맥파 파형을 분석 함으로서 동맥경화 등의 혈관상태를 간접적으로 알 수 있기 때문에 순환기계통의 많은 정보를 얻을 수 있다[5]. 따라서 맥파는 신체상태를 측정함에 있어 중요한 파라미터의 하나로 볼 수 있다. 일반적으로 검출 할 수 있는 맥파는 두 가지로 나눌 수 있다. 이는 압맥파 와 용적맥파이다. 압맥파는 혈류속도와 혈관벽의 경화도에 비례하여 변화를 하며, 용적맥파는 혈액량에 비례한다고 알려져 있다. 압맥파를 얻기 위해서는 카테테르방식의 압력센서를 혈관 내에 삽입하거나, 피부표면에 압력센서를 밀착시켜 측정을 하는 방법을 선택하게 된다. 하지만 이러한 방법들은 혈관 내 삽입 등의 침습적인 방법이거나, 압력센서와 피부와의 밀착에 따른 강한 구속감등의 이유로 연속적인 측정에는 적합하지 않다. 반면에 용적맥파를 측정하기 위해서는 Impedance plethysmography 방법이나 Photoplethysmography 라는 방법을 이용하여 측정한다[6]. 최근에는 기술의 진보에 따른 소형 광전소자의 개발 등에 따라 Photoplethysmography 방법이 주류를 이루고 있다. 본 연구에서는 장시간 계측이 필요한 생체정보중의 하나인 맥파를 피측정자의 일상생활에 큰 지장을 주지않으면서 또한 지속적으로 비침습, 피부와의 접촉에 의한 구속감을 최소화한 구강내 맥파검출 센서시스템을 제안하고 제안된 시스템의 유효성을 검토한다.

2. 광전맥파 센서와 시스템구현

제안된 시스템은 소형의 LED, Photodiode를 이용한 Photoplethysmography방식의 저가격의 간편한 맥파측정센서를 기본으로 하고 있다.

2.1. 광전맥파 센서의 기본 원리

Photoplethysmography의 기본 원리는 Lambert-beer

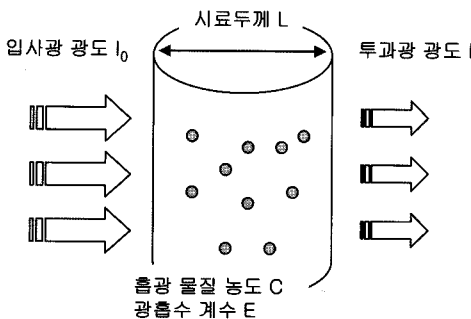


Fig. 1. Schematic of Lambert-beer's law.

의 법칙에 기초를 두고 있다. Fig. 1에 Lambert-beer의 법칙의 개요를 나타내었다.

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) = E \cdot C \cdot L \tag{1}$$

두께 L의 시료에 I<sub>0</sub>의 입사광을 투과시켜 검출기에서 얻는 광의 세기를 I, 흡광 물질의 농도를 C, 흡광 물질의 흡광 계수를 E로 하면 흡광도A는 식(1)과 같이 표현되어진다.

맥파 파형은 시료의 두께 L과 흡광 물질의 농도 C가 심장박동에 의한 혈액량의 증가에 따라 증가하고 이에 따라 광흡수가 커지는 이유로 투과광의 광도가 감소하게 된다. 이러한 광흡수 현상을 인체에 있어 효율적으로 발생시키기 위해서는 생체조직의 흡광 특성을 고려해야 한다. 인체에 있어 광투과성이 높은 파장대역은 근적외선대역이며, 맥파를 얻기 위해서는 산화헤모글로빈의 흡수 peak가 존재하는 900 nm부근의 근적외선파장대역이 많이 사용된다. 또한 복수파장의 광원을 이용하는 경우에는 혈액중의 산화헤모글로빈과 환원헤모글로빈의 동일 흡수점이 있는 800 nm의 파장을 하나의 광원으로 사용되는 경우가 많다. 이는 혈액중의 산소포화도에 영향을 받지 않고 일정진폭의 맥파 파형을 얻을 수 있는 장점이 있기 때문이다[7]. 본 연구의 맥파센서에 사용한 LED의 파장은 940 nm로 산화헤모글로빈의 흡수peak와 일치하며 혈액의 진동에 의한 큰 맥파진폭을 얻을 수 있도록 고려하였다. Fig.에 헤모글로빈흡광도와 본연구에서 사용한 LED의 발광 특성을 나타내었다.

2.2. 맥파센서와 센서시스템

일반적으로 Photoplethysmography에서는 발광소자

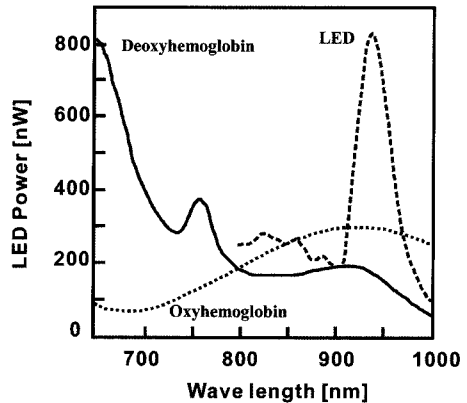


Fig. 2. Characteristic curve of Hemoglobin absorbance and LED emission Power.

와 수광소자를 시료를 가운데 두는 형태의 Fig. 1과 같은 형태의 직선배열을 취하며, 투과광의 광도를 측정하고 있다. 본 연구에서는 구강내에서 맥파를 측정하기 위하여 발광소자와 수광소자를 동일한 평면상에 존재시켜 구강내 조직에 보다 반사, 산란이 잘 되도록 설계하였다. 다파장 LED를 사용하여 반사형으로 산소포화도를 측정[7]이 가능한 본 센서를 이용하여 구강내에서 맥파측정이 가능함을 뒷받침 해 준다. 구강내에서 맥파를 양호하게 검출하기 위하여 포토다이오드와 LED의 거리는 7 mm로 하였으며, LED로부터의 직접광의 영향을 없애기 위하여 LED와 포토다이오드 사이를 막았다. 또한 구강내벽과의 밀착을 위하여 폴리우레탄레이어를 설치하였으며, 표면에 mirror sheet를 부착하여 광전달 효율을 높였다. 본 연구에서 사용한 반사형 광전 맥파센서의 구조를 Fig. 3에 나타내었다.

LED를 직류전원으로 발광시키면 온도가 상승하기 때문에 피부등에 직접적으로 접촉하는 경우 화상을 입을 우려가 있다. 또한 LED의 자가발열에 동반하여 LED의 저항치가 변화하여 유입전류, 단자간의 전압변화로 인해 안정적인 발광광도를 얻기가 어려워진다. 따라서 이와 같은 문제를 해결하기 위하여 펄스전류를 이용하여 LED를 구동하는 회로를 설계하였다. 구동시스템은 펄스 구동에 의해 전류의 순간값을 크게 할 수 있으며, 온도상승도 억제할 수 있다. Fig. 4에 측정회로

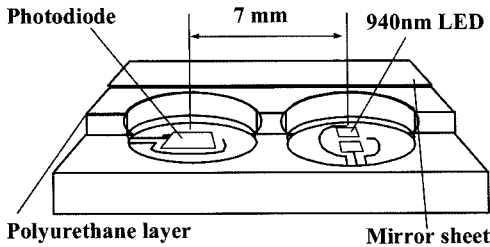


Fig. 3. Structure of reflection type Arterial pulse wave sensor.

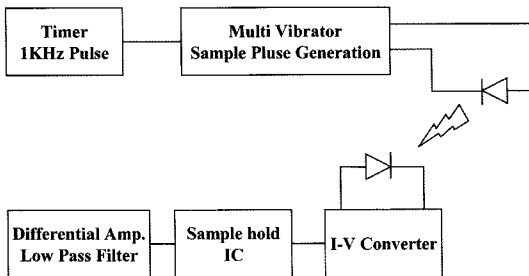


Fig. 4. Block diagram of the pulse wave measurement system.

의 블록다이어그램을 나타내었다.

타이머IC에서 1KHz의 펄스 전압을 발생시켜 멀티 바이브레이터를 통해 발생된 ON time 펄스를 조정할 수 있게 설계 되어 있다. 멀티바이브레이터로부터 5V의 펄스를 받아 LED를 구동시킨다.

이 방법을 통하여 LED의 자가발열을 억제하고, 발광광도를 안정시킨다. 포토다이오드는 외부로부터 광이 입사될 때 광전효과에 의해 광전류를 생성하는 디바이스이다. 따라서 수광량에 비례하여 광전류를 생성하게 된다.

본 연구에서는 광원에서 생성된 940 nm의 LED광을 구강내 피부조직을 통해 입사시켜 발생하는 광전 전류를 이용하여 전류-전압 변환 증폭함으로써 광도를 측정하는 시스템으로 구성하였다.

포토다이오드는 일반적으로 파장에 따라 감도특성이 다르다. 본 연구에서는 940 nm의 단일파장만을 사용하기 때문에 포토다이오드의 파장에 따른 감도변화는 고려하지 않았다.

포토다이오드의 출력전류가 안정될 때까지 시간이 걸리는 특성을 고려하여 Sample Hold IC를 이용하여 안정된 출력전압을 얻을 수 있게 설계하였다. Sample Hold IC로부터의 출력은 맥파 파형을 볼 때 맥동성분과 직류성분을 포함하고 있고, 파동성분에 비해 직류성분이 크기 때문에 맥파 파형의 정보를 얻기 위하여 차동 증폭기를 거쳐 맥동성분만을 증폭시킨다. 또한, 직류성분은 조직흡수에 관한 정보를 포함하고 있기 때문에 일정한 값을 얻을 필요가 있으며, 이를 위하여 트리머를 이용하여 가변출력이 가능하도록 하였다.

최종단에서는 10 Hz의 Low Pass Filter를 설치하여 노이즈를 제거 하였다.

### 3. 실험 및 결과분석

본 연구의 센서시스템을 평가하기 위하여 일반적으로 맥파를 측정하는 부위인 손끝에 반사형 맥파 측정 센서를 적용하여 맥파 측정을 하였다.

또한, 구강 내에서 측정한 맥파의 유효성 평가를 위하여 구강 내에서 맥파를 측정하면서 신체의 다른 부분에서 동일한 시간에 측정한 맥파와의 비교 실험을 수행하였다.

마지막으로 운동시 구강 내 맥파 변화를 측정하여 본 센서시스템의 유효성을 평가하였다.

#### 3.1. 맥파 센서의 특성평가

본 연구에서 제작한 맥파 센서시스템은 차동전압과

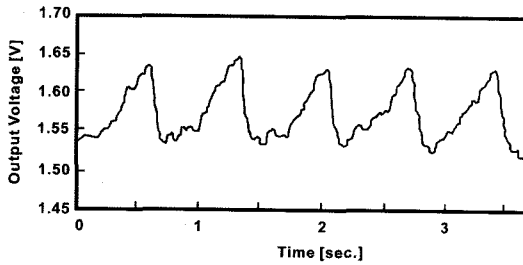


Fig. 5. Characteristic curve of the pulse wave obtained from finger tip.

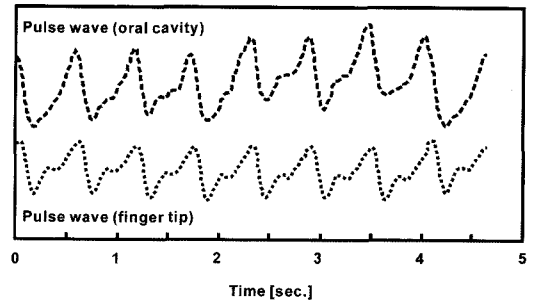
차동 증폭기의 이득을 조정함으로써 고감도화를 실현하였다. 제작된 맥파 센서시스템의 유효성을 평가하기 위하여 일반적으로 맥파 측정을 하는 부위인 손끝을 대상으로 본 시스템을 이용하여 맥파 측정을 하였다. 그 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 손끝에서 측정된 맥파의 진폭이 약 100 mV를 나타내었으며, 일반적으로 맥파 측정 시 이용되는 클립형 투과방식의 맥파 측정기의 측정결과와 비교하여 명확한 맥파 파형을 얻을 수 있었다.

3.2. 구강내 맥파와 타부위의 맥파 및 심전도와 비교

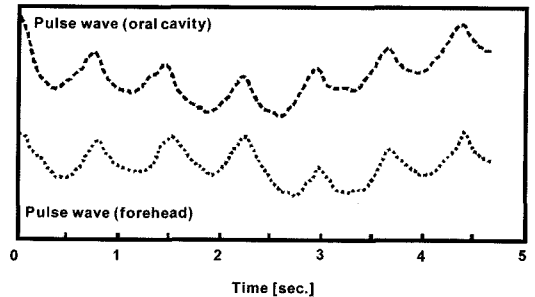
본 센서시스템에 의해 구강내부에서 얻어지는 맥파가 신체의 다른 부분으로부터 얻어지는 맥파와 어떠한 관계가 있는지를 검토하기 위하여 비교실험을 수행하였다. 본 센서를 이용하여 구강 내 맥파를 측정하는 동시에 손가락 끝 과 이마에서도 각각 맥파를 측정하였다. 손가락 끝에서의 맥파 측정은 임상 등에서 일반적으로 사용하고 있는 손가락형 투과식 프로브를 이용하여 맥파를 측정하였다. 이마부위의 맥파 측정은 본 연구에서 제작한 반사형 센서를 이용하여 측정을 하였다. 본 비교 실험의 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 실험 결과에서 알 수 있듯이 구강내의 맥파는 신체의 다른 부분에서 얻어진 맥파와 그 경향이 일치함을 알 수 있다. 이는 구강 내에서 얻어지는 맥파가 생리학적으로 유효한 정보를 가지고 있다고 생각할 수 있다.

또한, 심전도와 맥파로부터 얻어지는 맥박의 관계를 조사하기 위하여 구강내 맥파와 심전도 신호를 비교하는 실험을 수행하였다. 구강내 맥파를 측정하는 동시에 심전도는 제3유도검출 부위를 플로팅전극을 이용하여 측정하였다. 비교실험 결과를 Fig. 7에 나타내었다.

심전도로부터 얻어지는 심박과 본 반사형 구강내 맥파 센서로부터 얻어지는 맥박수가 일치함을 알 수 있었다. 이는 맥박수를 심박수와 같은 것으로 해석하는 것이 가능하다는 가정이 성립됨을 알 수 있다. 심전도



(a)



(b)

Fig. 6. Result of pulse wave measurement comparison of oral cavity vs. finger tip comparison of oral cavity vs. for head.

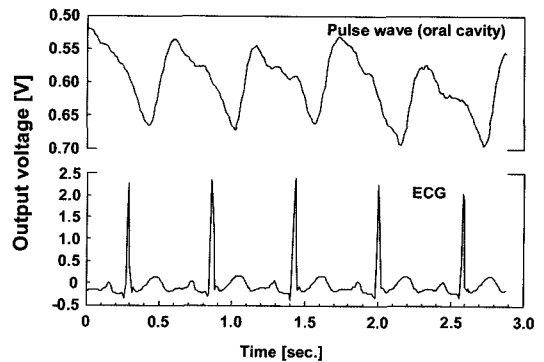


Fig. 7. Comparison of the pulse wave vs. ECG

의 peak와 비교하여 맥파의 peak가 얻어지는 시간에 있어 약간의 시간적인 지연이 나타남을 알 수 있었다. 이는 맥파계측 부위와 심장간의 물리적인 거리에 인한 결과라고 예측이 된다.

3.3. 운동시 구강내 맥파 변화 측정

본 연구에서 제안된 반사형 구강내 맥파센서를 운동시에 있어서의 안정된 맥파측정이 가능한지를 알아보기

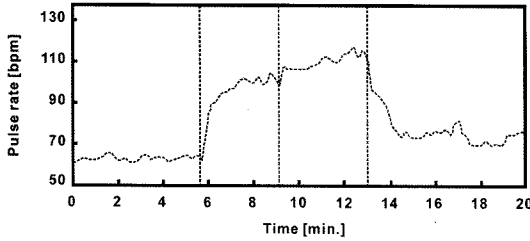


Fig. 8. Variation curve of the pulse wave when exercising.

위하여 사이클 에르고메터를 이용한 운동부하 검사를 실시하였다. 사이클 에르고메터의 부하는 50W이며, 초당 1회전씩 200초간, 이어서 초당 2회전씩 235초간 피험자를 운동시키면서 구강내 맥파 변화를 측정하였다.

실험 결과를 Fig. 8에 나타내었다. 그래프의 첫번째 점선 즉 5분후반부터 9분 초반까지가 가벼운 운동, 이후 13분까지가 비교적 무거운 운동시의 맥파의 변화를 나타낸다. 결과로부터 알 수 있는 바와 같이 맥박수가 운동 중에 증가하고 운동종료와 함께 기본치로 돌아오는 것을 알 수 있다. 이는 구강내 맥파가 생체정보를 정확히 전달 해주는 것을 의미한다. 또한 맥파는 심장 및 혈관의 생리 정보를 포함하고 있기 때문에 운동부하를 거는 방법을 통해 맥박수 뿐만 아니라 맥파파형에도 여러가지 변화가 일어난다는 사실을 확인했다. 마지막으로 운동시에도 제안된 시스템을 통해 연속적인 맥파 측정이 가능하다는 점에서 제안된 센서시스템의 유효성을 확인하였다.

#### 4. 결 론

본 연구에서 제안된 구강 내부 맥박 측정 센서 시스템은 맥파 센서로서 요구되는 기본적인 응답 특성과 심전도와의 비교 실험을 통해 그 유효함을 확인하였다.

또한, 본 센서는 소형 센서로 구현되며, 반사형으로 구강 내에서 사용이 가능하기 때문에 의치, 마우스피스 등에 장착하여 연속적으로 맥박을 측정할 수 있는 가능성을 보였다.

운동 시의 맥박 변화 및 운동 후의 맥박 변화 측정 실험을 통해 일상적인 활동 및 운동시에도 충분한 맥박 정보를 얻을 수 있다는 점을 확인하였다. 이는 구강

내부에서 맥박 계측을 통해 지속적인 건강관리를 할 수 있는 가능성을 보여주었다고 할 수 있을 것이다.

본 연구에서 얻어진 결과를 바탕으로, 구강 내부에서 맥박 측정뿐만 아니라 산소포화도, 타액의 pH값 등의 다양한 구강 내 생체신호를 측정할 수 있는 소형화된 센서를 장착한다면 보다 많은 생체 정보를 얻을 수 있다고 생각한다.

마지막으로 일반적으로 사용되는 클립형 맥파 측정기와 비교하여 행동의 제약이 없고 지속적인 측정이 가능하다는 것이 본 센서의 특징이라고 할 수 있다. 따라서 본 센서는 소형의 무 유속 센서로서 위에서 거론한 바와 같이 다양한 생체신호를 구강 내에서 얻을 수 있는 초소형 센서들의 도입과 고령화 시대와 건강에 대한 관심이 높아지고 있는 최근의 환경을 고려 할 때 저전력의 무선통신기술과의 접목을 통해 mobile환경에서의 건강관리 device로서의 발전을 기대할 수 있다.

#### 참고문헌

1. 上羽隆夫, 猪俣孝四郎, 倉橋昌司, 菅谷英一, 古山俊介, 細井和雄, 村上俊樹, “スタンダード口腔生理学,” 学建書院, 1994.
2. 김경호, “구강 내부 온도 계측을 위한 센서 시스템 연구,” 대한전기학회 논문지, 제52권, 제6호, pp. 1165-1169, 2007.
3. 田中正敏, “生活環境と体温の恒常性,” 臨床体温, Vol. 12, No. 1, pp. 1-2, 3月, 1992.
4. 吉村正治, 三島好雄, 服部健蔵, 前田奴矢, “臨床脈波判読講座,” 金原出版, 1974.
5. 豊島裕子, 丁奎天, 長島淑子, 広瀬和彦, 田辺等, 椿忠雄, “指尖容積脈波の波高変動係数による自律神経機能の定量化について,” 自律神経, Vol. 23, pp. 229-233, 1986.
6. Yitzhak, M., Burt, D., “Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance PhotoPlethysmography,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 10, pp. 798-805, 1988.
7. 金本理夫, 青柳卓雄, 布施政好, 謝承泰, 保坂榮弘, 宮坂勝之, “多波長パルスフォトメトリの定数の検討,” 医用電子と生体工学, Vol. 35, pp. 495, 1997.