

## 광용적맥파(PPG)를 이용한 호흡수 측정에 있어서 동잡음을 이용한 정확도 향상

허영정 · 윤길원<sup>†</sup>

### Accuracy improvement of respiration rate based on photo-plethysmography by enhancing motion artifact

YoungJung Huh and Gilwon Yoon<sup>†</sup>

#### Abstract

Respiration rate is one of the important vital signs. Photo-plethysmography (PPG) measurement especially on a finger has been widely used in pulse oximetry and also used in estimating respiration rate. It is well known that PPG contains respiration-induced intensity variation (RIIV) signal. However, the accuracy of finger PPG method has been controversial. We introduced a new technique of enhancing motion artifact by respiration. This was achieved simply by measuring PPG on the thorax. We examined the accuracy of these two PPG methods by comparing with two existing methods based on thoracic volume and nostril temperature changes. PPG sensing on finger tip, which is the most common site of measurement, produced 6.1 % error. On the other hand, our method of PPG sensing on the thorax achieved 0.4 % error which was a significant improvement. Finger PPG is sensitive to motion artifact and it is difficult to recover fully small respiratory signal buried in waveform dominated by absorption due to blood volume changes. Thorax PPG is poor to represent blood volumes changes since it contains substantial motion artifact due to respiration. Ironically, this inferior quality ensures higher accuracy in terms of respiration measurement. Extreme low-cost and small-sized LED/silicon detector and non-constrained reflection measurement provide a great candidate for respiration estimation in ubiquitous or personal health monitoring.

**Key Words** : respiration rate, photo-plethysmography (PPG), motion artifact, finger, thorax

#### 1. 서 론

광용적맥파(photo-plethysmography, PPG)는 심장박동에 따라 혈관 내의 혈액량의 변화를 빛의 흡수, 반사, 산란을 이용하여 측정하는 신호로서<sup>[1]</sup>, 말초 혈관과 관련된 병증이 반영되며 의용계측 분야에서는 PPG 신호를 분석하여 안정상태의 맥박과 혈중 산소포화도를 측정하는데 이용되고 있다<sup>[2]</sup>. 호흡은 들숨과 날숨으로 이루어지며 들숨은 흡식 운동에 관여하는 근육의 수축에 의하여 일어나고, 날숨은 수축되었던 외늑간이 이완하

는 과정에서 일어나게 된다. 이러한 호흡 신호는 신체의 상태와 기능을 나타내는 중요한 신호인 4대 활력징후(vital sign)중 하나로서 심박변동률(heart rate variability, HRV)에 많은 영향을 주며, 허혈성 심장병 환자의 상태<sup>[3]</sup>나 신생아의 호흡장애 증후군의 발병 모니터링 하는데 매우 중요한 자료가 된다<sup>[4]</sup>. 이외에도 갑작스런 호흡장애는 생명과 직결되고 짧은 시간에 대처를 해야 하므로 많은 경우에 있어서 호흡신호 모니터링은 상당히 중요하다<sup>[5]</sup>. 이러한 중요성에 의해 호흡신호를 측정하기 위한 연구는 이미 예전부터 활발히 연구되어 오고 있다.

호흡수를 측정하는 가장 고전적인 방법으로 사람이 환자의 호흡수를 세는 경우가 있는데 이는 매우 시간 소모적일 뿐만 아니라 부정확한 경우가 발생한다. 현재 장비를 이용하여 호흡수를 측정하는 방법으로는 코 밑

서울산업대학교 전자정보공학과(Electronic & Information Engineering, Seoul National University of Technology)

<sup>†</sup>Corresponding author: gyoon@snut.ac.kr

(Received : June 26, 2008, Revised : September 9, October 28, 2008

Accepted : November 10, 2008)

부분에 온도 센서나 습도 센서 혹은 이산화탄소 센서 등을 부착하여 들숨과 날숨에 의한 온도차, 습도차 혹은 이산화탄소의 농도차를 측정해서 호흡수를 카운트하는 방법<sup>[6-9]</sup>과 숨을 쉴 때 복부와 흉곽의 용적이 변하는 것에 착안하여 복부의 용적변화를 감지하는 방법<sup>[10]</sup>과 가슴에 스트레인 게이지가 달린 밴드를 돌려 흉곽의 용적 변화를 감지하는 것<sup>[11]</sup> 등이 있다. 하지만 코밑 부분에 센서를 부착하거나 가슴을 조이는 밴드를 착용하여 호흡신호를 얻기 위해서는 불편함을 감수해야 할 뿐만 아니라 장시간 모니터링을 하는데 적당하지 않다.

최근에는 호흡신호를 손쉽게 추출하기 위한 다양한 시도들이 제안되고 있다. 그중에서 PPG 신호로부터 적당한 필터링 작업과 신호처리 과정을 거쳐 호흡관련 신호 RIIV(respiration-induced intensity variation)를 추출하는 방법이 제안 되었다<sup>[12]</sup>. PPG 신호에 의한 호흡 측정 방법의 장점은 광원(예: 발광다이오드(LED))과 수광부(예: photo-transistor 또는 silicon detector)로 이루어지는 센서부의 크기가 작고, 가격이 매우 저렴하며 또한 무구속적인 인체 부착 방식으로 장시간 측정이 가능하다는 것이다. PPG는 혈류량의 변화를 측정한다. PPG는 동맥혈의 산소포화도를 측정하는데 널리 사용되고 있는데 흔히 두 개의 다른 파장의 빛을 손톱에 조사시키고 투과되어 나온 빛을 측정한다. 예를 들어 환원헤모글로빈의 흡수도가 산화헤모글로빈의 흡수도보다 높은 660 nm의 빛과 반대로 산화헤모글로빈의 흡수도가 높은 940 nm의 파장에서 측정하여 두 파장의 비를 변수로 하여 산소포화도를 구하는 방식이다. 호흡 측정의 경우에는 한 파장에서만 측정하면 된다. 숨을 들이 마시게 되면 흉곽 내의 압력이 감소하게 되고 따라서 심장으로 귀환하는 혈액량이 증가하게 되며, 이는 혈압의 증가로 이어지며 결과적으로 동맥 혈관이 미미하게나마 확장이 된다. 반대로 날숨의 경우에는 혈관이 미미하게 수축하게 된다. 따라서 PPG 신호는 심장 박동과 동기 하여 가장 뚜렷한 파형이 나타나고, 주기적인 호흡신호도 미약하게 포함되게 된다. 호흡신호는 심장박동에 비하여 주파수가 낮기 때문에 PPG의 파형에서는 심장박동의 주기적인 신호에 DC(direct current) 기저선의 변동의 형태로 나타나게 된다. 따라서 PPG 파형에서 호흡에 해당되는 0.16~0.5 Hz의 대역을 필터링하여 얻는다. 그러나 PPG 신호에는 심박과 호흡이 외에도 혈관 운동이나 혈압, 체온 등의 영향을 받는 호흡신호보다 낮은 주파수의 신호가 PPG 신호에 영향을 주고<sup>[13]</sup>, 동잡음이나 외부 잡광의 영향을 받기도 한다. 이러한 신호들 속에서 호흡 정보만 얻어내는데 어려움

을 가진다. 그래서 기술적으로 정밀도를 높여 호흡신호를 추출하는 방법들 역시 제안되었다<sup>[14]</sup>. 하지만, 이러한 시도에도 불구하고 그러한 장비들을 이용해 얻은 호흡 정보들을 의학적으로 사용하기에는 아직 확신을 주지 못하고 있는 실정이다<sup>[15]</sup>.

본 논문에서는 PPG 신호로부터 호흡을 추출하는 방법의 정확도를 검증하며, 기존의 PPG 측정에서는 최소화시키고자 하였던 동잡음을 역으로 이용하여 호흡 측정의 정확도를 향상시킬 수 방법을 제시하였다. 즉 지금까지 PPG의 측정은 손가락이나 귓볼 등에서 측정하였으며 이 경우 혈류량에 따른 신호를 보기 위한 것이 목적이었기 때문에 PPG에서 호흡신호를 추출하였을 경우 오차가 많았다. 본 연구에서는 오히려 호흡에 의한 동잡음이 가장 많이 있는 부위에서 PPG를 측정함으로써 호흡수 측정에 있어서 정확도를 향상시키고자 하였다.

## 2. 시스템 구성

### 2.1. 센서 구조

본 연구에서 사용할 센서는 기존의 반사형 PPG 측정 모드에서와 같은 구조로서 발광부와 수광부로 이루어져 있다. PPG 측정 센서의 경우 발광소자와 수광부인 광검출기를 피부에 부착하여 빛을 조사한 후 투과하거나 반사된 빛을 검출함으로써 심장 박동에 따라 요동하는 맥동성분을 얻을 수 있다<sup>[1]</sup>. 이 센서를 손가락과 흉부에 부착하여 호흡신호 추출의 정확도를 비교하도록 하였다. 발광 소자는 940 nm 파장의 EL-23G(Kodenshi社) 적외선 발광다이오드를 사용하였다. 광검출기로는 ST-23G 포토트랜지스터를 사용하였다(그림 1).

### 2.2. 시스템 구성도

기존의 상용 호흡 측정 방식과 이 논문에서 제시하는 방법을 실시간으로 동시 비교하기 위하여 측정 시스템의 구성을 그림 2와 같이 하였다. PPG 센서는 손가락에 부착하였고 동일한 PPG 센서를 흉부에 부착하였다. 흉부에 부착되는 PPG 센서의 위치는 왼쪽 가장 아래 갈비뼈의 중간 부분으로 하였는데 숨을 쉴 때, 흉부의 움직임과 복부의 움직임을 고루 받을 수 있게 하기 위함이다.

이 논문에서 제시한 호흡검출 방법의 정확도를 비교하기 위한 기준값으로 두 가지를 사용하였다. BIOPAC社의 호흡측정모듈(TSD201)은 가슴에 둘러지는 밴드형 스트레인게이지 센서가 호흡할 때 폐의 용적 변화에 비례하는 신호를 호흡신호로 측정하는 것이며, 온도

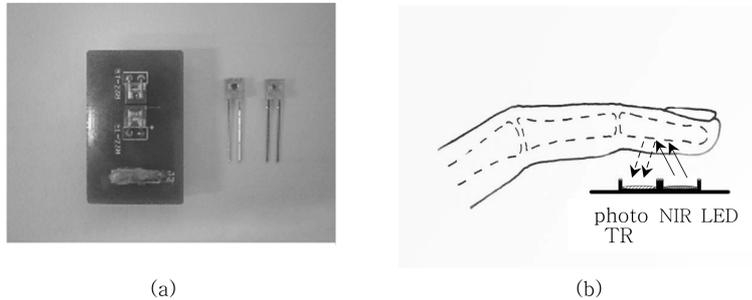


그림 1. (a) PPG 측정에 사용한 LED와 photo-transistor (b) 손가락 측정시 반사형 PPG 측정 구성도  
 Fig. 1. (a) LED and phototransistor used in PPG measurement (b) Example of PPG reflectance measurement on a finger.

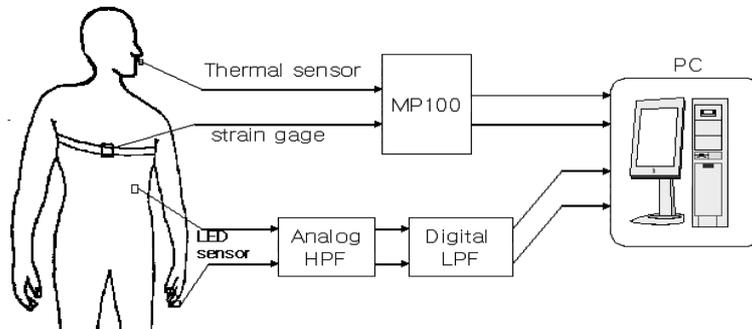


그림 2. 실험 구성도  
 Fig. 2. Measurement block diagram.

센서(PASCO社의 PS-2135)는 코 밑에 부착하였고 들숨과 날숨 시 측정되는 온도변화를 호흡신호를 추출하는 방식이다.

각각의 센서에서 얻은 신호는 DC 성분을 제거하기 위하여 아날로그 능동형 고역통과필터(0.16 Hz)를 거쳤다. DC 성분이 제거되고 신호점지가 1.5 V인 신호를 비반전 증폭기를 통과시킨 후 마이크로컨트롤러(MCU, 아날로그 디바이스社 모델 ADuC842)의 ADC(analog-to-digital convertor) 채널에 입력시켰다. 입력 신호는 단일 전원 3 V로 구동하는 MCU내의 연산처리를 통해 차단주파수가 0.5 Hz 디지털저역통과 필터를 거치게 되고, 이렇게 얻은 호흡신호는 다시 DAC(digital-to-analog convertor) 채널로 나오게 된다. 온도센서는 간단한 전압분배 회로를 구성하여 호흡 시 발생하는 온도차를 측정하였다. 모든 센서에서 검출된 신호는 BIOPAC社의 MP100 장비와 Acqknowledge(ver 3.7.3) 프로그램을 이용하여 개인용 컴퓨터에서 모니터링 하였다(그림 2).

### 3. 실험 및 결과

#### 3.1. 센서의 부착 위치에 따른 호흡신호 비교

LED 센서를 손가락에 부착하여 얻은 PPG 파형이 그림 3에 나타나 있다. 0.16~4.8 Hz인 PPG 신호에서 저역통과 필터의 차단주파수를 0.48 Hz로 낮추면 PPG에 포함되어 있는 RIIV를 추출 할 수 있었으며 PPG 신호 아래에 보여 지고 있다. 동시에 LED 센서를 흉부에 부착하여 검출한 신호는 그림 3의 3번째 파형이며 이 신호 역시 저역통과 필터의 차단주파수를 0.48 Hz로 낮추어 호흡신호가 검출하였다. 위 호흡신호들의 기준값인 BIOPAC社의 호흡측정모듈(TSD201)에 의하여 측정된 호흡 파형은 그림 3의 마지막 파형이다.

PPG에서 추출한 RIIV는 호흡정보뿐만 아니라 주위 환경이나 몸의 상태에 영향을 많이 받고 있음을 보여 준다. A 시점을 기준으로 기준치 신호를 보게 되면 용적의 변화가 주기의 변화는 없지만 신호의 크기가 줄어들었다. A 시점 이후에 PPG 신호는 크게 요동치는 신호의 영향을 받고, 이는 RIIV신호에까지 큰 영향을

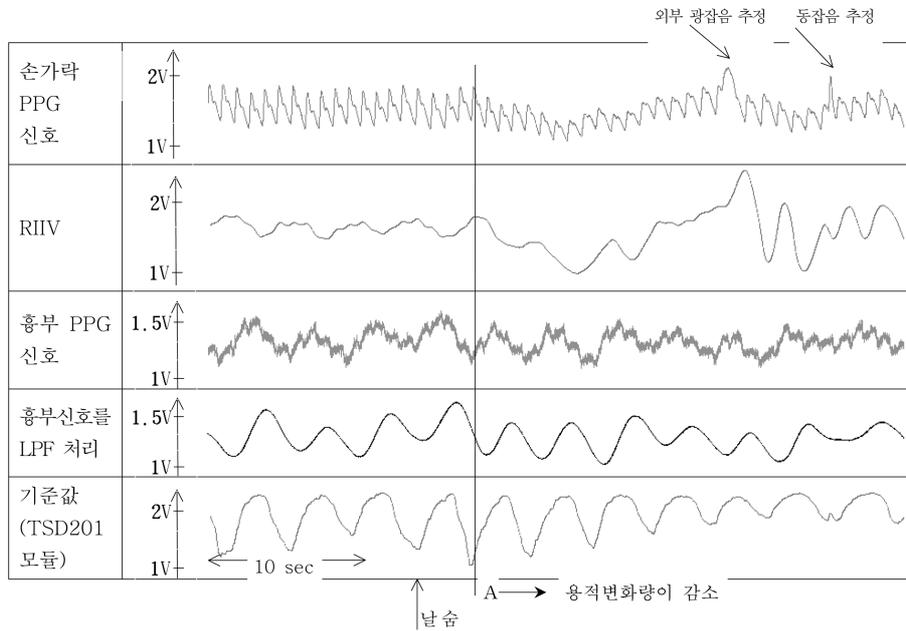


그림 3. 측정 방법에 따른 호흡신호 비교(동시 측정)  
 Fig. 3. Simultaneous measurement of respiration using various methods.

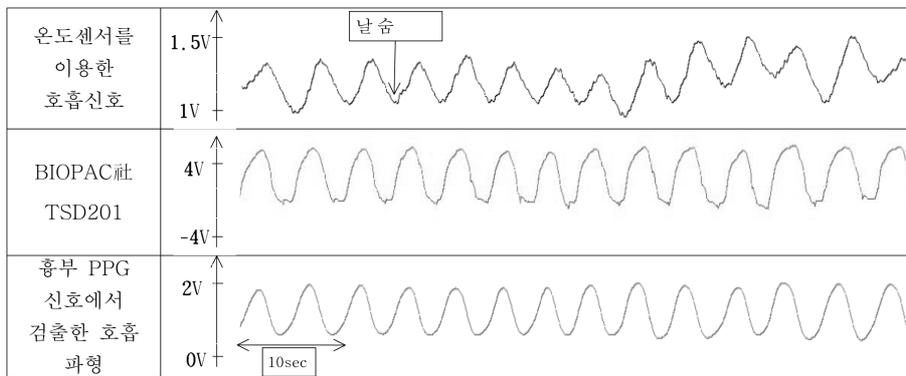


그림 4. 두 가지 다른 기준값과 흉부 PPG 센서로부터 얻은 호흡신호의 비교  
 Fig. 4. Comparison of the respiratory signals between the two references and thorax PPG method.

미치게 된다. 이 뿐만 아니라 동잡음과 외부 광잡음에 민감하게 반응함을 볼 수 있다. 반면에 흉부에 센서를 부착하여 얻은 호흡신호는 비교적 안정되어 기준값과 동기되어 신호가 변하고 있음을 보여주고 있다.

### 3.2. 기존의 호흡신호 측정법과 비교

흉부 PPG 신호로부터 검출한 호흡신호와 흉곽의 용적 변화를 감지하는 BIOPAC社의 호흡측정모듈(TSD201)에 의하여 측정된 신호는 호흡운동 시 발생하는 흉부의 움직임을 감지한다는 공통점이 있다. 그래서 호흡운동

때의 동신호가 아닌 호흡 시 콧구멍을 통해 드나드는 공기의 온도차를 감지하는 신호를 기준치로 추가하여 검증해 보았다. 실험하기 위해 코 및 부분에 온도 센서를 두어 호흡신호를 감지하는 장치를 추가 하였는데 그림 2에서 설명한 바 있다. 그림 4에서 보는 바와 같이 흉부 PPG에 의하여 검출하는 호흡신호가 기존의 호흡신호 측정법과 같은 파형을 보여줌을 알 수 있다.

### 3.3. 주기 검출 알고리즘과 적용

호흡신호에서 한 주기의 특징 점들을 찾아 그 사이

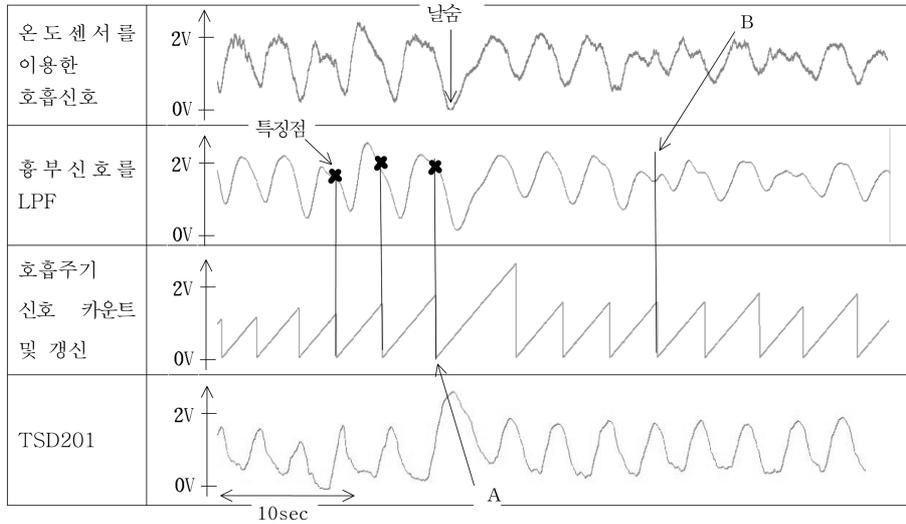


그림 5. 주기 검출 알고리즘을 적용한 호흡수 검출  
Fig. 5. Counting of respiration rate using a period detection algorithm.

동안의 시간을 구해냄으로 호흡 한 주기의 시간을 계산할 수 있다. 특징 점은 그림 5의 두 번째 파형에서 ×로 표시를 해두었고, 3번째 파형은 × 시점에서부터 숫자 1 씩을 더하여 얻어진 삼각파형으로 호흡신호의 특징점이 잘 형성되는지를 보여주고 있다. 특징점을 구해내는 알고리즘은 호흡신호가 올라가다가 내려가는 것을 인지하기 위하여, 1초간의 데이터를 링 버퍼에 저장하면서 저장 신호의 가운데(현재로부터 0.5 초 전)를 기준으로 처음과 끝 신호가 동시에 낮으면 특징점으로 간주한다. 특징점을 찾으면 다음 특징점을 찾을 때까지 주기신호를 세기 시작하며, 다음 특징점을 만나면 주기신호를 갱신한다. 그림 5의 A 지점에서 주기 신호가 갱신되는 모습을 보이고 있다. 동잡음에 의해 주기신호를 갱신하지 않기 위해 주기신호가 갱신된 후 0.5 초 동안은 다시 갱신 하지 않도록 하였으며, 호흡신호의 현재 주기 진폭이 이전 주기 진폭의 1/4배 이상이어야 주기신호가 갱신된다. 일반적으로 분당 호흡이 120회를 넘지 않았으므로, 갱신을 금지하는 시간을 본 연구에서는 0.5 초로 설정하였다. 하지만 갱신 금지 시간은 필요한 경우에 따라 변경 가능하다. 그림 5의 B 지점을 보면 동잡음에 의한 요동이 주기신호 갱신으로 이어지지 않았음을 볼 수 있다.

정량적인 실험을 하기 위하여 건강한 젊은 남자 5명을 대상으로 실험을 실시하였다. 시험대상자가 받듯이 누운 상태에서 총 5분간 2회에 걸쳐 측정하였으며 표 1에서 피실험자의 앞 번호로 대상을 구분하고 괄호 안 번호로 실험 회차를 구분하여 표시하였다. 피실험자들

의 평균 나이는 24.6세(편차 3.6세), 평균 신장은 176 cm(편차 7 cm) 그리고 평균 몸무게는 70 kg(편차 20.5 kg)이었다. 기존의 호흡수 측정 수단으로 사용하는 BIOPAC社의 호흡측정모듈(TSD201)과 온도센서(PASCO社의 PS-2135)로부터 얻은 호흡신호로부터 각각의 호흡수를 계산하고, 두 호흡수의 평균값을 기준값으로 하여 PPG에 의한 호흡 측정의 오차를 계산하였다. 손가락 부위에 부착한 것 보다 흉부 부위에 부착하여 추출한 호흡신호가 오차가 훨씬 적음을 보여주고

표 1. PPG에 의한 호흡 측정의 정확도 비교표. 5분 동안 측정된 호흡수를 표시하고 있으며, 오차의 기준값으로는 TSD201과 온도센서의 평균값을 사용하였음

Table 1. Accuracy of Respiration Rate Obtained by the PPG Methods.

피 실험자	TSD 201	온도 센서	손가락 PPG	흉부 PPG	오차(%) 손가락	오차(%) 흉부
1-(1)	123	121	130	123	3.3	0.4
1-(2)	119	120	128	122	3.6	1.0
2-(1)	84	83	105	77	12.9	-3.9
2-(2)	81	82	99	80	10.7	-0.9
3-(1)	97	97	109	97	6.2	0.0
3-(2)	91	92	113	91	11.7	-0.3
4-(1)	86	87	91	87	2.6	0.3
4-(2)	89	90	79	84	-5.9	-3.1
5-(1)	110	109	136	112	12.1	1.1
5-(2)	120	120	132	120	5.0	0.0
평균	100	100.1	112.2	99.3	6.1	-0.4

있다.

#### 4. 고찰 및 결론

손가락에 센서를 부착하여 얻은 PPG 신호로부터 호흡신호와 연관된 RIIV를 얻을 수 있었지만, 호흡신호와 비교하여 오차율이 비교적 컸다. 그 이유는 RIIV 신호 자체적으로 다양한 신호를 포함 할 뿐만 아니라, RIIV는 PPG의 영향을 많이 받으므로 PPG 신호가 잘 감지되지 않는 자세나 상황일 경우 호흡신호 추출에 더 큰 어려움을 겪게 된다. 손가락에서 측정하는 PPG는 주로 말초 혈관의 혈류량이나 혈관의 탄력성 등을 측정하기 위한 것으로 호흡 등 다른 요인에 의하여 발생하는 영향은 오히려 문제가 된다. 호흡에 의하여 발생하는 손가락의 말초 혈관의 미세 수축과 확장에 미치는 영향이 다른 동잡음이나 외부 환경에 비하여 미미한 것으로 보인다.

손가락 PPG 측정에 의한 호흡수 측정은 실제 호흡수 보다 대체로 낮게 예측하는 경향을 보였다(오차 +6.1%). 손가락 PPG의 경우 주파수대역에 해당되는 대역필터링을 한 후에도 신호는 호흡 이외의 동잡음이 포함되어 대역 필터링을 하더라도 제거되지 않고 일부가 호흡 파형과 유사하게 추정되므로 따라서 대체로 실제 호흡수 보다 높게 측정된 것으로 보인다.

흉부 PPG는 실제 호흡수 보다 적게 (-0.4%) 예측하였으나 기존의 호흡 측정 방법과 비교하여 도 통계적으로 차이가 나타나지 않았다. 흉부 PPG의 경우에는 호흡에 의한 동잡음과 혈류량의 변화가 모두 반영되어 나타났다. 그림 3에서 흉부 PPG 신호를 보면 알 수 있듯이 심장 박동에 의한 혈류량의 변화에 따라 생기는 산소포화도 측정 시에 흔히 볼 수 있는 PPG 파형과는 크게 다른 형태를 보여주고 있다. 기저선으로 나타나는 흉부 움직임에 의한 동잡음 신호가 뚜렷하다. 이는 TSD201과 같이 스트레인지지 밴드를 흉부에 둘러매어 자유롭게 움직이기 불편한 센서를 부착하지 않고도, 간단한 LED 센서를 부착함으로써 호흡을 비교적 쉽고 정확하게 측정할 수 있다는 것이다. 즉 기존의 측정 방법은 흉부 전체를 감싸는 밴드를 착용해야 하지만, LED 센서의 경우는 한 지점에 부착만 시키면 되는 편이성이 있다. 흉부 PPG 신호는 호흡에 의한 흉곽의 움직임이외의 인체부위 즉 손가락이나 팔 등에서 발생하는 동잡음에 대한 영향은 최소화된 것으로 보인다. 차후에는 일상생활에서 사용해도 신뢰할만한 결과를 얻을 수 있는지에 대한 실험을 진행하기 위해, 일정한 움직임을 가지면서 호흡신호를 측정하는 실험을 추가적으로 실시할 것이다.

본 논문은 PPG 측정 센서를 흉부에 부착하여 호흡신호를 측정하는 방법을 제시한 것이다. 본 논문에서 제시한 방법은 아직 국내나 해외에서도 시도되지 않았던 것으로, 표 1에서 분석한 바와 같이 손가락 PPG 방식에 비하여 호흡수 측정에 대한 정확도를 크게 향상시켰다. 즉 손가락에 PPG 센서를 부착하여 호흡신호를 측정한 경우 분당 호흡수의 오차가 6.1% 이나 흉부 PPG의 경우에는 오차가 -0.4%에 불과하였다. 흉곽의 용적 변화나 들숨 날숨의 온도 측정 등에 의하여 호흡을 측정하는 기존 방법에 비하여, 본 연구에서 제시하는 방법은 장착이나 사용이 편리하고, 센서 비용이 매우 저렴하고 소형이며 무구속적인 측정 방법이라 유비쿼터스 헬스 모니터링이나 원격진료에 유용하게 사용될 수 있는 방법으로 사료된다.

#### 감사의 글

본 연구는 2008년도 보건 의료기술진흥사업(기반개발지원/핵심 공통부품 개발)의 지원을 받아 수행하였습니다.

#### 참고 문헌

- [1] J. G. Webster, "Medical instrumentation", *WILEY*, New York, pp. 366-368, 1998.
- [2] J. G. Webster, "Design of pulse oximeters", *Institute of Physics Publishing Ltd*, London, pp. 13-20, 1997.
- [3] Barry Krakow, Dominic Melendrez, PSGT., Teddy D. Warner, Richard Dorin, Ronald Harper, and Michael Hollifield, "To breathe, perchance to sleep: Sleep-disordered breathing and chronic insomnia among trauma survivors", *Sleep and Breathing*, vol. 6, pp. 189-202, 2002.
- [4] F. Scopesi, M.G. Calevo, P. Rolfe, C. Arioni, C. Traggi, F.M. Riso, and G. Serra, "Volume targeted ventilation (volume guarantee) in the weaning phase of premature newborn infants", *Pediatric Pulmonology*, vol. 42, pp. 864-870, 2007.
- [5] J. Rosenberg, M. H. Pedersen, T. Ramsing, and H. Kehlet, "Circadian variation in unexpected postoperative death", *British Journal of Surgery*, vol. 79, pp. 1300-1302, 1992.
- [6] B. Hok, L. Wiklund, and S. Henneberg, "A new respiratory rate monitor: development and initial clinical experience", *J. Clinical Monitoring and Computing*, vol. 10, pp. 101-107, 1993.
- [7] A. M. Cyna, V. Kulkarni, M. E. Tunstall, J. M. S. Hutchison, and J. R. Allard, "Aura: A new respira-

- tory monitor and apnoea alarm for spontaneously breathing patients”, *Br. J. Anaesth.* vol. 67, pp. 341-345. 1991.
- [8] C. Larsson and P. Staun, “Evaluation of a new fibre-optic monitor for respiratory rate monitoring”, *J. Clin. Monit. Comput.*, vol 15, pp. 295-298. 1999.
- [9] M. Folke, F. Granstedt, B. Hok, and H. Scheer “Comparative provocation test of respiratory monitoring methods”, *J. Clin. Monit.*, vol. 17, pp. 97-103. 2002.
- [10] 이인광, 김성식, 장종찬, 김군진, 김경아, 이태수, 차은종, “의복착용형 무선 호흡모니터 시스템”, *센서학회지*, 제17권, 제2호, pp. 133-142, 2008.
- [11] Eicksson, I., Berggren, L., and Hallgren, S., “CO<sub>2</sub> production and breathing pattern during invasive and non-invasive respiratory monitoring”, *Acta anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 30, pp. 438-443, 1986.
- [12] L. Nilsson, A. Johansson, and S. Kalman, “Respiratory variations in the reflection mode photoplethysmographic signal. Relationships to peripheral venous pressure”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 41, pp. 249-254, 2003.
- [13] A. K. Ahmed, J. B. Harness, and A. J. Mearns, “Respiratory control of heart rate”, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 50, pp. 95-104, 1982.
- [14] A. Johansson, P.berg, “Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. Part I: experimental results”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 37, pp. 42-47, 1999.
- [15] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekstm, and B. Hk., “Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 41, pp. 377-383, 2003.



**허영정**

- 2002년~현재 서울산업대학교 전자정보공학과



**윤길원**

- 1988년 5월 University of Texas at Austin의 Department of Electrical & Computer Engineering에서 박사학위 취득
- 1989년 1월~1989년 12월 INSERM (France)의 research fellow
- 1990년~1992년 Utah Laser Institute (USA)의 Research engineer
- 1992년~2003년까지 삼성종합기술원 의료전자랩장 역임
- 현재 서울산업대학교 전자정보공학과 교수