

## 소리/압력센서를 이용한 전자식도청진기

### An Improved Electronic Esophageal Stethoscope using Sound and Pressure Sensors

민 경 득\* · 신 영 덕\*\* · 진 용 욱\*\* · 이 태 수\*\*\* · 김 영 철†

(Kyung-Deuk Min · Young-Duck Shin · Yong-Wook Jeon · Tae-Soo Lee · Young-Chol Kim)

**Abstract** - Esophageal stethoscope is used for monitoring the heart sounds and breath sounds of patients during surgery under a general anesthesia. Recently, an electronic esophageal stethoscope (EES)[1] has been developed for the purpose of real-time monitoring these information visually. This system uses only a microphone as the sound sensor. A drawback of the EES system is that it may be difficult to distinguish the first sound ( $S_1$ ) and the second sound ( $S_2$ ) of heart, because their periods are irregular depending on patients. In this paper, we propose an improved EES system in which the infrasound is measured by adding a pressure sensor as well as a sound sensor. We investigate some correlations between the infrasound and characteristics of the heart sound. The proposed system has been tested on 15 patients. The results show that the new system is capable of detecting the first sound more reliably and easily determining the heart rate and breathing period.

**Key Words** : Heart sound, breath sound, (electronic) esophageal stethoscope, infrasound.

#### 1. 서 론

인체의 심음(heart sounds)은 심근의 수축성과 혈관의 상태에 관한 중요한 정보를 포함하고 있지만 심전도계(ECG)로는 감지가 되지 않는다. 마취과 의사에게 심음과 호흡음(breath sounds)은 수술 중인 전신마취 환자의 상태를 진단하는 중요한 요소이다. 부정맥(arrhythmia)이나 심근허혈(myocardial ischemia)을 진단하는데도 유용하며 특히, 혈류동태(hemodynamics) 변화를 신속히 감지하는 것은 심부전(heart failure)을 예방하는데 매우 중요하다[2, 3]. 귀를 통하여 직접 듣는 청진기는 튜브에서의 음 강도(sound intensity) 감쇠, 왜곡, 증폭 및 재생 불가능, 청력과 숙련정도에 따른 인지력 차이 등의 단점이 있으며 이를 보완하기 위해 전자청진기가 개발되었다[4].

심음과 호흡음은 흉부 외곽에서 청진기로 감지하는 것보다 식도 내부 심장 위치에서 보다 세밀히 관찰할 수 있다. 식도청진기는 이러한 목적으로 개발되었으며 입을 통해 식도에 카테터(catheter)를 삽입하고 카테터의 끝에 청진기를 연결하여 직접 귀로 듣는 구조로 되어있다. 그림 1은 식도에 들어가는 카테터의 한 예이다. 최근에, 이태수 등[1]은 이와 유사한 기능의 전자식도청진기(electronic esophageal

stethoscope: EES)를 개발하였으며 청진시에는 감지하기 어려운 제3심음  $S_3$ 와 제4심음  $S_4$ 도 과형으로 명확하게 식별할 수 있음을 보였다[5]. 배진호 등[3]은 이 시스템을 이용하여 제2심음  $S_2$ 에 대한 제1심음  $S_1$ 의 크기 비( $|S_1/S_2|$ )가 혈압의 변화와 상관관계가 있음을 동물실험을 통해 밝혔다.

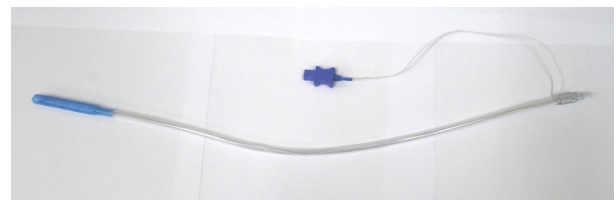


그림 1 식도용 카테터

Fig. 1 Esophageal catheter

전자식도청진기[1, 5]에서 심음신호를 취득하기 위해서는 먼저 카테터를 통해 전달된 소리를 마이크로폰을 이용하여 전기신호로 변환해야 한다. 그런데, 상용 마이크로폰의 경우 고성능이라도 감지대역폭 한계 때문에 20 Hz 이하의 초저음(infrasound) 성분을 정밀하게 감지하기 어렵다. 일반적으로 제1심음과 제2심음의 구분은 발생 시간차  $S_2 - S_1$ 과  $S_1 - S_2$ 을 비교하여 판단하는데 정상인의 경우 후자가 전자보다 약간 길게 나타나는 것을 근거로 한다. 그런데 환자에 따라서 이 구간 차이가 명확하지 않을 수 있으며  $S_1$ 과  $S_2$ 의 크기도 불규칙적인 경우도 있다. 이런 경우에는  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ ,  $S_4$ 순서로 주기적으로 나타나는 음신호로부터 어떤 부분이  $S_1$ 인지를 식별하는 것은 매우 어렵다. 또한, 심박동수(heart rate)의 결정도 부정확하게 될 수 있다. 그리고 호흡 주기는 보통 1Hz 미만이기 때문에 이를 신뢰성 있게 식별하려면 마이크로폰에 의해 호흡음을 감지하는 것만으로는

\* Dept. of Electronics Eng., Chungbuk National Univ., Cheongju, Korea

\*\* Dept. of Anesthesiology and Pain Medicine, Chungbuk National Univ. Hospital, Cheongju, Korea

\*\*\* Dept. of Biomedical Eng., Chungbuk National Univ., Cheongju, Korea

† Corresponding Author : Dept. of Electronics Eng., Chungbuk National Univ., Cheongju, Korea

E-mail : yckim@cbu.ac.kr

Received : July 9, 2013; Accepted : September 12, 2013

적절하지 않다.

본 논문에서는 이태수 등[1, 5]이 개발한 EES에 대해 위 문제를 개선한 새로운 EES시스템을 제안하고자 한다. 수 Hz 이하의 극저주파 신호를 감지하기 위하여 고감도 압력 센서를 추가하여 심장의 수축과 이완, 호흡에 따른 식도 내 진동신호를 카테터를 통해 감지하도록 시스템을 고안하였다. 압력센서신호 분석을 통해 심음과의 상관관계를 탐색하고 이를 이용하여 제1심음을 정확히 식별하고 심박동수의 계산 및 호흡주기를 계산하는 방법을 제시하고자 한다. 구현된 시스템은 15명의 환자에 적용하여 실험적으로 그 성능을 검증하였다. 그 결과 제안한 EES 시스템이 앞에서 제시한 여러 문제를 잘 보상하고 있음을 보인다.

본 논문에서는 주로 압력센서에 도입에 의한 초저음 신호와 심음과의 상관관계를 보이고 성능 개선 부분에 주목하여 기술하고자 하며 마이크로폰에 의한 심음파형 부분에 대해서는 이태수 등[1,5]을 참조하도록 한다.

### 2. 심음(heart sounds)과 호흡음(breath sounds)의 주기 특성

본 절에서는 심음과 호흡음의 메커니즘을 통해 극저주파 신호의 감지가 왜 필요한지를 기술하고자 한다. 그림 2는 심주기(cardiac cycle)에 따라 좌측 심장의 심전도, 대동맥압, 심실/심방압, 심음도를 나타낸 것이다.

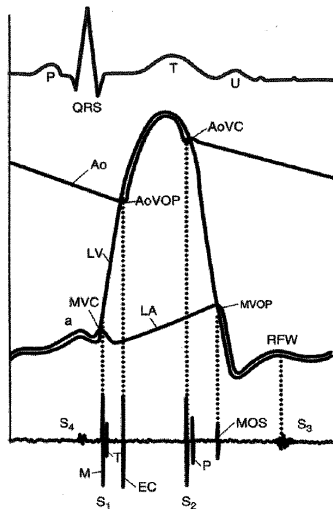


그림 2 심주기에 따른 심전도, 대동맥/심실압, 심음도[2,6]  
 Fig. 2 ECG, aortic & left ventricular pressure, heart sounds on a heart cycle [2,6].

심실 수축기의 초기에 승모판(mitral valve)이 닫히고(MVC) 바로 이어서 삼첨판(tricuspid valve)이 닫히는데 이때 “딱”하고 들리는 낮고 둔한 소리가 제1심음  $S_1$ 이다. 심실 내압이 증가하여 대동맥압을 초과하면 대동맥판이 열리고(AoVOP) 이어 폐동맥판이 열린다. 병적인 상태인 경우 판막이 열릴 때 구혈음(ejection sounds)[그림 2의 EC]이 청진된다. 그 뒤 심실내압이 감소하여 대동맥압보다 낮아지면 대동맥판과 폐동맥판이 닫히는 심실확장 초기(AoVC)에 “딱”하고 들리는 짧고 예리한 소리가 제2심음  $S_2$ 이다. 심실이

이완되면서 내압이 급격히 떨어지고 심방내압과 같아지면 승모판과 삼첨판이 열리게 된다(MVOP). 부드러운 급속충만과(RFW)가 발생하며 이 때 제3심음  $S_3$ 가 감지될 수 있다. 확장기 후기에 심방에서 심실로 혈액을 보낼 때 정상적으로는 조용하지만 심실이 경직된 경우에는 분마음(gallop)이라고도 불리는 제4심음  $S_4$ 가 청진된다. 제3심음과 제4심음은 음 크기가 매우 작아서 세심한 주의를 기울여야 청력으로 감지할 수 있다. 그림 3은 호기와 흡기 시에 호흡음 파형을 나타낸 것이다. 호흡음도 여러 가지 정상호흡음과 부잡음(adventitious sounds)으로 분류된다.

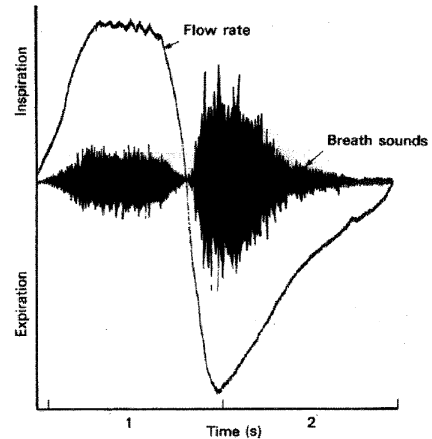


그림 3 호흡기의 호흡음 파형[2,7]  
 Fig. 3 Breath sounds during inspiration and expiration [2,7]

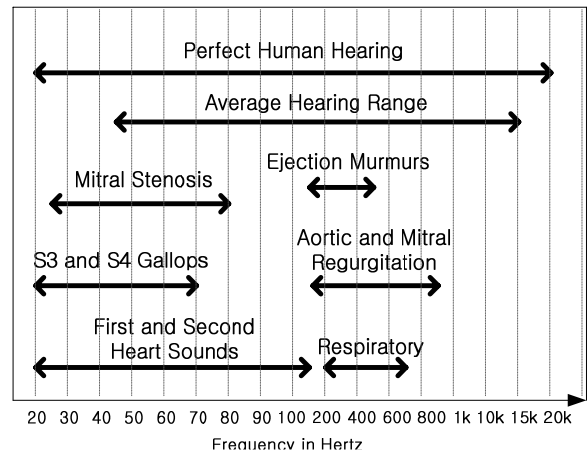


그림 4 심음과 호흡음의 주파수 대역  
 Fig. 4 Frequency ranges of breath and heart sound

그림 4는 일반적으로 알려진 호흡음과 심음의 주파수대역을 나타낸 것이다[2]. 제1, 제2 심음( $S_1, S_2$ )의 대역은 20~175Hz, 제3, 제4 심음은 20~70Hz 이다. 호흡음의 대역은 200~700Hz 정도로 심음에 비해 약간 높은 주파수 대역을 갖는다. 인간의 청력은 소아의 경우 20~20,000Hz의 대역을 들을 수 있지만 성인은 50~12,000Hz의 영역만을 들을 수 있다. 또한 1000~2000Hz구간을 제일 선명하게 들을 수 있다. 그러나 심주기가 약 0.8초 내외로 심장의 역학적 활동과 심음의 관계에 따라 심음 대역은 수 Hz 이하의 극저주파 진

중도 포함하기 때문에 20Hz 이상의 감지대역을 갖는 마이크로폰만으로는 이 신호를 감지하는데 한계가 있다. 이러한 극저주파 신호를 감지하기 위해 고감도 압력센서를 도입하고자 한다. 그리고 이 신호와 심음과의 상관관계를 탐색하고 신뢰성 있는 제1심음 검출에 활용하고자 한다.

### 3. 소리/압력센서를 이용한 전자식도청진기의 구조

본 절에서는 마이크로폰 센서와 함께 고감도 압력센서를 이용하여 극저주파 성분을 효과적으로 취득할 수 있는 전자식도청진기의 구조를 제시하고자 한다. 그림 5는 제안하는 하드웨어 구성도이다.

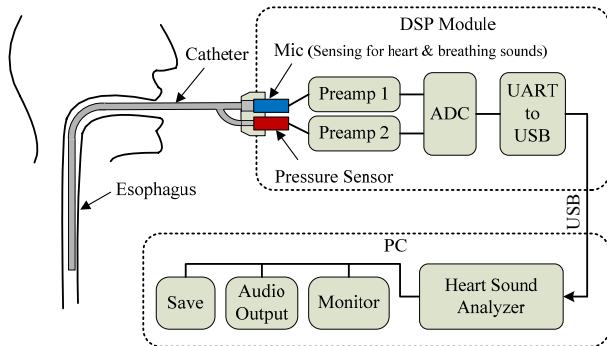


그림 5 전자식도청진기의 구성도  
Fig. 5 Configuration of electrical esophageal stethoscope

카테터의 끝은 부드러운 폴리에틸렌 수지로 막혀있기 때문에 카테터와 청진기 연결부만 긴밀하게 밀착되면 외부와 밀폐시킬 수 있다. 그래서 내부의 미세한 압력변화를 더 효과적으로 측정할 수 있게 하며 DC성분의 검출도 가능해진다. 식도는 기도와 심장의 바로 뒤를 지나기 때문에 폐와 심장운동에 따라서 그 내부가 좁아졌다가 넓어지는 과정을 반복하게 된다. 예를 들어 흡기 시에는 폐의 부피가 팽창하여 식도내부가 좁아지게 되고, 또 심장이 이완기에 들어서 심실이 충만한 경우에도 식도내부가 협소해진다. 반대로 숨을 내쉬거나 심장이 수축기에 들어서면 식도내부는 넓어진다. 이와 같은 현상은 심장의 박동주기 0.5~1초와 호흡주기 1~3초 마다 반복적으로 일어나기 때문에 극저주파 진동음은 실리콘 압력센서로 검출하고 20Hz 이상 음은 마이크로폰으로 검출하는 구조이다. 카테터의 연결부에는 T형 튜브를 통해 마이크로폰과 압력센서가 부착된다. 두 센서의 출력은 전치증폭기에서 증폭된 후 디지털화되어 USB를 통해 PC로 전송된다. PC는 취득된 신호를 처리, 분석하는 알고리즘을 수행하여 모니터를 통해 심음파형과 압력파형을 실시간으로 나타내며 심박동수와 호흡주기 등의 정보를 계산하는 역할을 한다. 이 신호들은 디지털 데이터로 저장되어 소리와 화면으로 재생될 수 있게 하였다.

#### 3.1 센서

적용된 압력센서는 Freescale사의 MPX5010이다. 이 센서는 온도보상 기능을 포함하며 0~10kPa의 압력범위를

450mV/kPa의 감도로 측정할 수 있다. 20~20,000Hz 대역 소리는 마이크로폰을 이용하여 취득한다. 적용된 마이크로폰은 Sennheiser의 MKE 2-5-3모델이다. 50~2000Hz범위에서 매우 평탄한 주파수 응답을 보이는 특징이 있다. 그림 6은 적용된 압력센서와 마이크로폰 사진이다.



그림 6 압력센서[MPX 5010, Freescale 사]와 마이크로폰 [MKE2-5-3, Sennheiser 사]  
Fig. 6 Silicon pressure sensor[MPX5010, Freescale] and Condenser microphone[MKE2-5-3, Sennheiser]

#### 3.2 하드웨어 구조

전자식도청진기의 하드웨어 구조는 그림 7과 같다. 두 센서의 출력은 op amp를 통해서 증폭된다. 압력센서와 마이크로폰의 신호의 증폭률은 각각 15dB, 32dB이다. 증폭된 두 신호는 12bit ADC를 통해 디지털화 되는데 샘플링주파수는 각각 2kHz와 20kHz 이다. 디지털화된 데이터는 USB를 통해 PC로 전달된다. ADC와 직렬통신은 DSP가 제어한다.

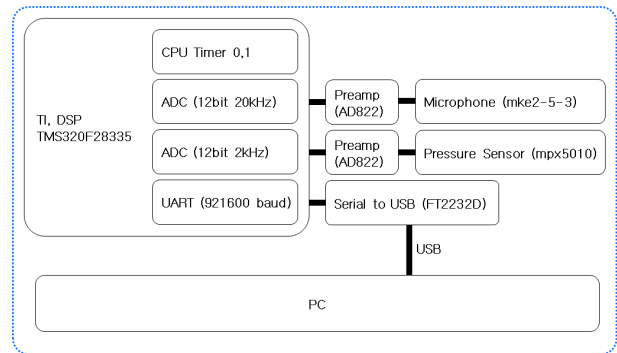


그림 7 전자식도청진기의 하드웨어 구조  
Fig. 7 Hardware structure of the proposed electronic esophageal stethoscope

PC에서는 취득된 신호를 처리하여 다음 정보를 산출하게 한다.

(i) 심음파형과 호흡파형: 각각의 Butterworth 대역통과필터를 통해 마이크로폰 신호로부터 심음파형(HSw)과 호흡파형(BSw)을 분리하고 실시간 표시하거나 데이터를 저장한다. 스피커를 통해 소리로 재생할 수도 있다.

(ii) 호흡주기: 압력센서 신호(Ps)로부터 위상지연을 보정한 Butterworth 저역통과필터(차단주파수 0.5Hz)를 통해 호흡주기 신호(Bp)를 검출하고,  $Ph=Ps-Bp$  를 생성한다. Ph를 여기서는 심압(heart pressure)신호라 부르기로 한다. Ph 신

호의 peaks는 HSw의  $S_1$ 과  $S_2$  발생시기와 일치하여 일어나며  $S_2$ 가 비정상적으로 작게 나타나는 경우에도 Ph는 심장이 완기에 따른 압력변화를 감지하기 때문에  $S_2$  발생 시점을 명확하게 구분하게 한다.

(iii) 심박동수(heart rate) 결정: HSw와 Ph를 동시에 비교하면 심장상태가 정상적인 경우는 비정상적인 경우는  $S_1$ 을 분명하게 검출할 수 있다. 심박동수(HR)은  $S_1$ 의 발생 주기로 결정된다.

그림 8은 구현된 전자식도청진기 시스템의 사진이다.

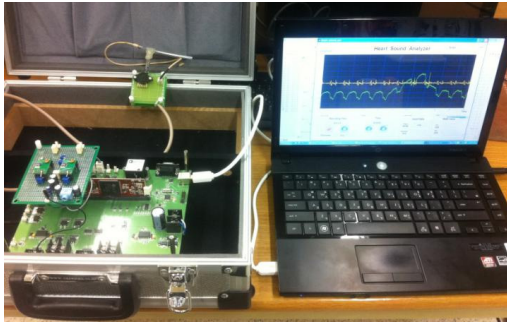


그림 8 구현된 전자식도청진기 시스템  
Fig. 8 The developed electrical esophageal stethoscope

#### 4. 실험결과

15명의 전신마취 환자를 대상으로 제안한 식도청진기의 성능을 검증하였다. 이 실험은 충북대학교병원 IRB에 의해서 승인되었다 [IRB: 2011-02-005]. 본 논문의 주요 목적은 압력센서를 이용한 초저음 신호의 검출과 심음과의 상관성을 보이는데 있다. 여기서는 15 사례 중 대표적인 경우로서, 1건의 정상적인 경우(사례 1)와 2 건의 비정상적인 경우(사례 2, 3)에 대해 심음과 심압 파형을 대비시켜 보이고, 사례 1과 사례3에 대한 호흡주기와 호흡음을 보인다. 실험결과 압력파형이 소리파형과 차별된 새로운 정보를 제공하고 있음을 확인하고 이것이 심주기와 호흡주기의 계산에 효과적으로 활용될 수 있음을 보인다.

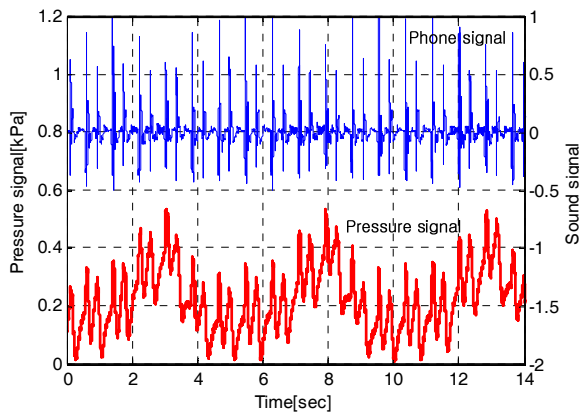


그림 9 EES의 두 센서에 의해 측정된 원 신호: 실험사례 1  
Fig. 9 Experimental Case 1: original signals measured by two sensors of the EES

그림 9는 27세의 188cm의 신장에 몸무게가 88kg인 건강한 체격의 남자환자에게서 취득한 마이크로폰과 압력센서의 원 신호 파형이다. 정상적인 심음을 보이는 경우로 마이크로폰에 의한 소리파형을 보면 뚜렷하게  $S_1$ 과  $S_2$ 를 확인할 수 있음을 알 수 있다. 압력파형은 심박동과 호흡주기에 의한 두 주기신호가 중첩된 파형을 보이고 있다.

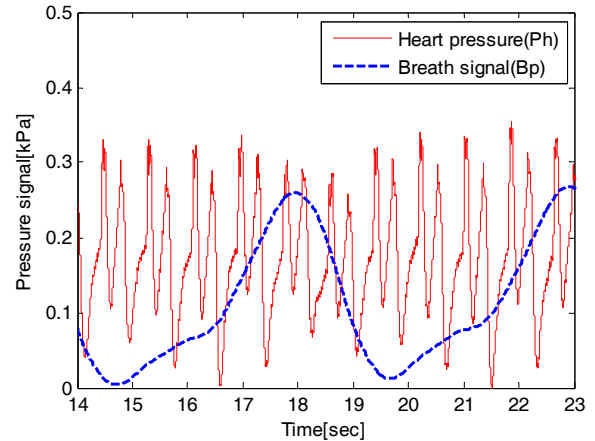


그림 10 실험사례1의 신호처리 후 호흡주기(Bp)와 심압신호(Ph)  
Fig. 10 Experimental Case 1: Breath pressure(Bp) and heart pressure(Ph) after filtering

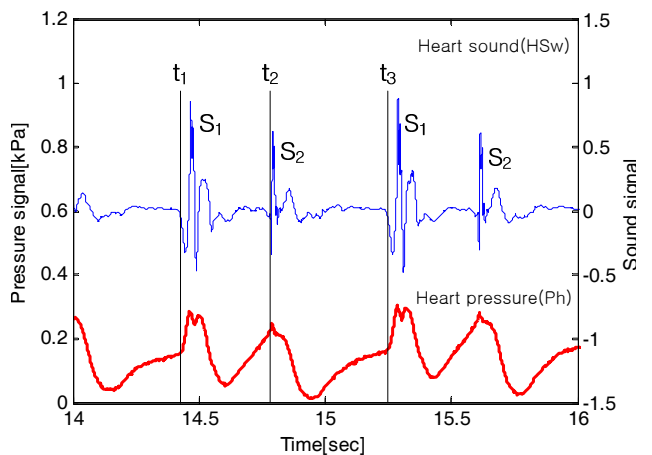


그림 11 실험사례1의 신호처리 후 심음(HSw)과 심압신호(Ph)  
Fig. 11 Experimental Case 1: heart sound wave(HSw) and heart pressure(Ph) after filtering

그림 10은 3절에서 설명한 알고리즘에 의해 사례1(그림 9)의 압력센서신호를 처리하여 호흡주기(Bp)와 Ph를 추출한 파형을 보여준다. 마이크로폰으로는 식별하기 어려웠던 호흡주기 파형(Bp)을 볼 수 있다. 그림 11은 마이크로폰신호로부터 심음을 추출하고 심압신호 Ph와 확대 대비시킨 것으로  $S_1$ 의 발생시기와 Ph 신호의 크기가 증가하는 시점인  $t_1$ 이 일치하는 것을 알 수 있다. 또한 Ph 신호가 감소하기 시작하는  $t_2$  시점에서  $S_2$ 가 발생함을 알 수 있다.

실험사례 2는 60세의 남자환자로서 비정상심음을 보인 예이다. EES의 마이크로폰과 압력센서로 취득한 원 신호 파형을 그림 12에 보인다. 이 환자는 신호 취득 시 인공호흡기를 작동시키지 않은 경우이다. 그림 13은 마이크로폰신호로부터 심음을 추출하고 심압신호 Ph와 확대 대비시킨 것으로  $S_1$ 의 발생시기와 Ph 신호의 크기가 증가하는 시점인  $t_1$ 이 일치하는 것을 볼 수 있으며 이는 실험사례1의 경우와 같다. 그런데 이 환자의 특이한 점은  $S_1$ 와  $S_2$ 가 발생하는 시점이 일반적인 경우와 다르다는 것이다. 보통의 경우 그림 11과 같이  $S_1$ 이후  $S_2$ 가 발생할 때까지의 시간( $t_2 - t_1$ )이  $S_2$ 이후  $S_1$ 이 발생할 때까지의 시간( $t_3 - t_2$ )보다 더 짧다. 그러나 그림 13에 보인 실험사례 2 환자의 경우 이와는 반대로  $(t_2 - t_1) > (t_3 - t_2)$ 와 같은 파형을 보인다. 이를 통해 일반적인 기준으로  $S_1$ 과  $S_2$ 를 구분하기 어려운 경우에도 압력파형을 이용하면 효과적으로  $S_1$ 과  $S_2$ 를 식별할 수 있음을 알 수 있다.

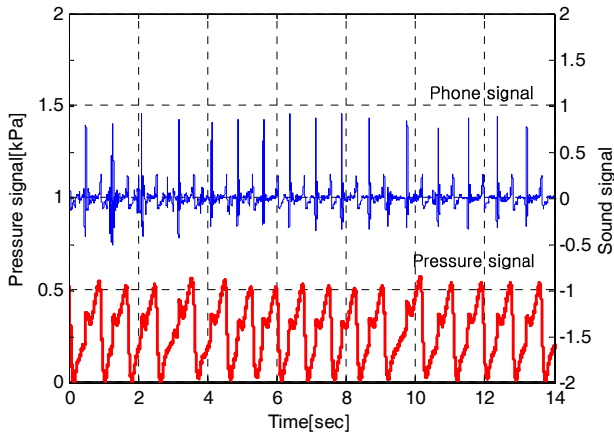


그림 12 EES의 두 센서에 의해 측정된 원 신호: 실험사례2  
 Fig. 12 Experimental Case 2: original signals measured by two sensors of the EES

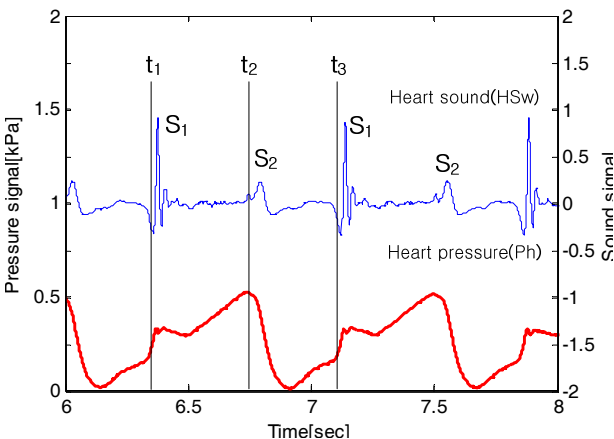


그림 13 실험사례2의 신호처리 후 심음(HSw)과 심압신호(Ph)  
 Fig. 13 Experimental Case 2: heart sound wave(HSw) and heart pressure(Ph) after filtering

실험사례 3은 83세인 고령의 남자환자에 대한 실험으로 심음이 아주 작게 들리는 경우이다. 그림 14는 EES로 취득한 원 신호 파형이다. 그림에서 마이크로폰에 의한 소리파형을 보면 심음과 호흡음뿐만 아니라 수술실 주변 소음이 포함되어 있어  $S_1$ 과  $S_2$  조차 확인하기 어렵다는 것을 알 수 있다. 이에 비해 압력파형은 노이즈가 적고 심박동과 호흡에 의한 주기적인 파형을 보이고 있다. 그림 15는 마이크로폰신호로부터 심음을 추출하고 심압신호 Ph와 대비시킨 것으로  $S_2$  크기가 아주 작아서 소리파형만으로는 식별하기 어려운 경우이다. 하지만 Ph 신호의 크기가 감소하기 시작하는  $t_1$ 과 증가하기 시작하는  $t_2$ 를 HSw와 비교하면  $S_1$ 과  $S_2$ 를 쉽게 찾을 수 있다. 이것은 심음의 크기가 작거나 잡음이 많은 환경에서도 압력파형을 이용하여  $S_1$ 과  $S_2$ 를 효과적으로 식별할 수 있음을 보여준다.

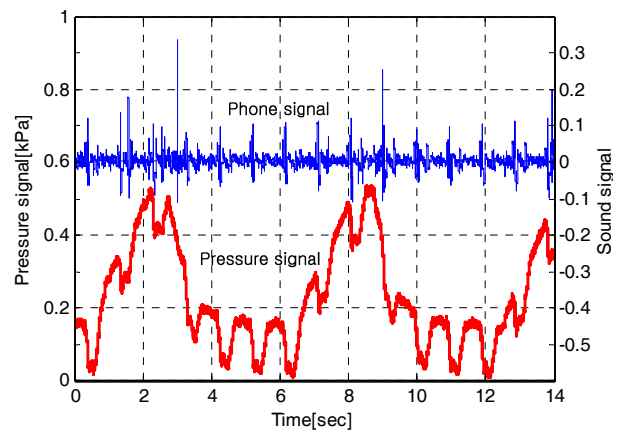


그림 14 EES의 두 센서에 의해 측정된 원 신호: 실험사례2  
 Fig. 14 Experimental Case 2: original signals measured by two sensors of the EES

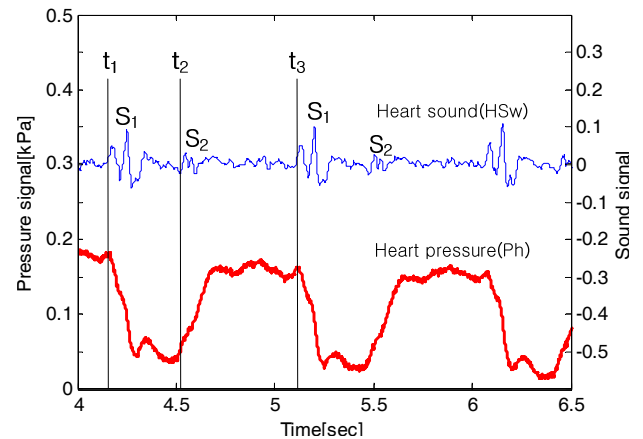


그림 15 실험사례3의 신호처리 후 심음(HSw)과 심압신호(Ph)  
 Fig. 15 Experimental Case 3: heart sound wave(HSw) and heart pressure(Ph) after filtering

호흡주기 신호(BP)와 호흡파형(BSw)의 관계를 보이기 위하여 두 실험사례에 대한 해석 결과를 보인다. 그림 16과

그림 17은 각각 실험사례 1과 3에서 취득한 데이터를 이용하여 Bp와 BSw를 추출한 것이다. Bp가 증가하는 시점에서 들숨파형이 시작되고 Bp가 최고치에 이르면 공기의 흐름이 줄어들면서 BSw가 작아진다. 이어서 Bp가 감소하기 시작하면 날숨파형이 시작되고 Bp가 최저치에 이르면 BSw가 다시 작아진다. 따라서 Bp의 변화량이 양일 때가 들숨, 음일 때가 날숨인 구간이며 이로부터 BSw의 들숨과 날숨을 효과적으로 식별할 수 있음을 알 수 있다.

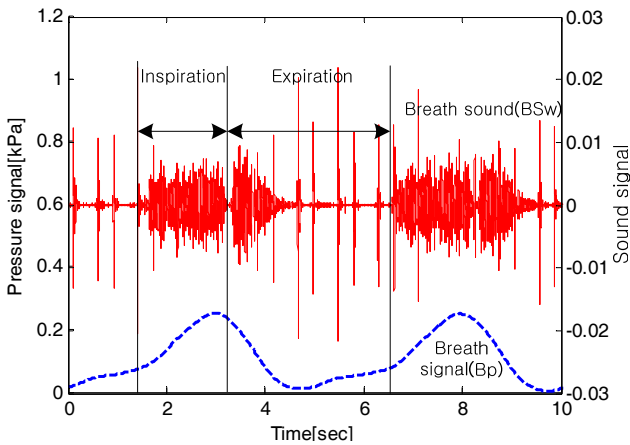


그림 16 호흡주기(Bp)와 호흡파형(BSw)과의 관계: 실험사례 1  
 Fig. 16 Breath pressures(Bp) and breath sound wave(BSw) of the experimental case 1

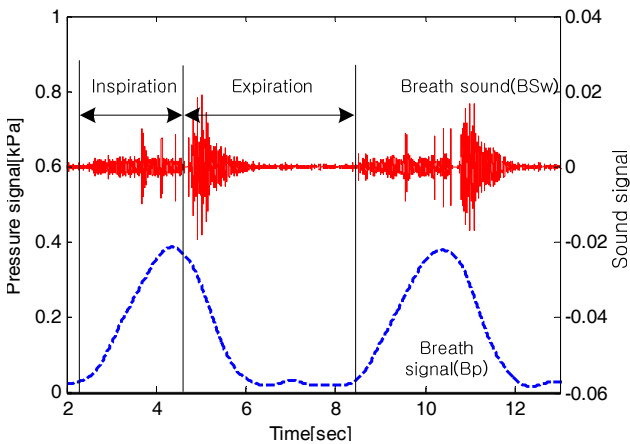


그림 17 호흡주기(Bp)와 호흡파형(BSw)과의 관계: 실험 사례3  
 Fig. 17 Breath pressures(Bp) and breath sound wave(BSw) of the experimental case 3

### 5. 결론

심음은 전신마취 수술환자의 기본적인 진단항목이다. 마취과에서는 식도청진기를 이용하여 세심히 심음을 진단하고 있는데 귀로 듣는 청진기는 튜브에서의 음 강도(sound intensity) 감쇠, 왜곡, 증폭 및 재생 불가능, 청력과 숙련 정도에 따른 인지력 차이 등을 피할 수 없다. 최근 이 문제를 보완하기 위해 마이크로폰을 이용한 전자식도청진기가 개발되었으나 환자에 따라 다양하게 나타나는 심음상태 때문에

어떤 경우에는 주요 심음을 식별하기 어려울 수도 있다. 특히, 심장과 폐의 운동 메커니즘에 때문에 수 Hz 이하의 진동음도 감지할 필요가 있는데 마이크로폰만으로는 소리감지 대역의 한계로 측정하기 어렵다.

본 논문에서는 마이크로폰센서에 압력센서를 추가하여 극저주파 진동음을 감지하는 새로운 전자식도청진기 구조를 제시하였다. 이를 통해 제1심음과 제2심음을 보다 명확하게 인지할 수 있었으며 심박동수와 호흡주기도 용이하게 결정할 수 있었다. 호흡과 심장박동 메커니즘으로 인해 발생하는 극저주파 진동음의 취득 및 분석을 추가함으로써 심음 분석의 신뢰성을 크게 개선할 수 있었다. 15명의 마취환자에게 적용한 실험결과를 통해 이를 검증하였다. 앞으로의 연구과제로는 식도내의 카테터 위치와 압력파형간의 상관관계를 분석하고 심장 구조나 기능상 이상 환자의 압력파형에서 나타나는 일반적인 현상을 연구하는 것이다. 이러한 연구들을 통해 EES가 극저주파 심음신호 분석을 통한 다른 의학적 진단에도 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

### 감사의 글

본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(No. 2010-0021082, No. 2010-0021230)

### References

- [1] J.Y. Shin, S.W. Lim, Y.C. Kim, S.J. Kim, E.J. Cha, and T.S. Lee, "Portable Digital Esophageal Stethoscope System," *Proc. Annual International Conf. of the IEEE EMBS*, pp. 1844-1847, Buenos Aires, Argentina, August, 2010.
- [2] G. Tilkian, *Understanding Heart Sounds and Murmurs*, Elsevier, 2003.
- [3] S.H. Park, Y.D. Shin, J.H. Bae, E.J. Kwon, T.S. Lee, J.Y. Shin, Y.C. Kim, G.D. Min, M.H. Kim, "Heart sounds analysis via esophageal stethoscope system in beagles," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol.27, no.2, Springer, March, 2013.
- [4] M.C. Grenier, K. Gagnon, J. Genest Jr., J. Durand, and L.G. Durand, "Clinical comparison of acoustic and electronic stethoscopes and design of a new electronic stethoscope," *American Journal of Cardiology*, vol.81, pp.653-656, 1998.
- [5] J.Y. Shin, Y.C. Kim, S.W. Lim, J.H. Bae, Y.D. Shin, and T.S. Lee, "A Digital Esophageal Stethoscope System for Monitoring Anesthetized Patients," *Biomed. Eng. Letters*, vol.2, pp. 265-270, Springer, Dec. 2012.
- [6] R.J. Hall, *Auscultation: Clinical Evaluation and Decision Making*, Texas Heart Institute, Houston, 1988.
- [7] P. Forgacs, *Lung Sounds*, Balliere Tindoll, London, 1978.

## 저 자 소 개



### 민 경 득 (閔 庚 得)

1981년 5월 7일생. 2007년 충북대 전자공학과 졸업, 2009년 동 대학원 제어계측공학과 졸업(석사), 2010년~현재 동 대학원 전자공학과 박사과정.



### 신 영 덕 (辛 泳 德)

1997 충북대학교 의학과, 2009 충북대학교 대학원 의학석사, 2013 충북대학교 대학원 의학박사, 2005~2007 청주성모병원 마취통증의학과장, 2008~2012 충북대학교 병원 임상조교수, 2013~현재 충북대학교 병원 임상부교수



### 전 용 옥 (全 用 旭)

2006 충북대학교 의학과(의학사), 2013 ~ 현재 동 대학원 의학석사과정, 2012 ~ 현재 충북대학교병원 전공의



### 이 태 수 (李 泰 洙)

1981년 서울대학교 공과대학 전자공학과(공학사), 1983년 서울대학교 대학원 전자공학과(공학석사), 1990년 서울대학교 대학원 제어계측공학과(공학박사), 현재 충북대학교병원 의공학과 과장, 충북대학교 의과대학 의학과 교수.



### 김 영 철 (金 永 喆)

1981년 고려대학교 전기공학과(공학사), 1983년 서울대학교 전기공학과(공학석사), 1987년 서울대학교 전기공학과(공학박사), 1988년~현재 충북대학교 전자공학부 교수, 1992년~1993년 미국 Texas A&M Univ. Post-Doctoral Fellow. 2001년~2002년 미국 Vandervilt Univ./Tennessee State Univ. 방문교수, 2004년~2008년 KIEE 제어계측연구회장, 2006년~2008년 KIEE 정보및제어부문회 부회장, 2009년~2010년 KIEE 정보및제어부문회 회장, KIEE 부회장