



## **Breathing Characteristics Analysis of Snoring State Using Air Flow in the Nose**

**Kwangmin Hyun, Hwan-Seok Kim, Baek-Ki Kim\***

*Department of Information & Telecommunication Engineering, Gangneung-Wonju National University*

### **A B S T R A C T**

In this paper, a method for analyzing breathing characteristics in real time by measuring the change in air pressure intensity flowing through the nasal cavity when snoring occurs, and an algorithm for separating and detecting signal components with converting the measured continuous time signal into discrete time signal were proposed. A commercial digital miniature piezo-resistive sensor was inserted into the nasal cavity to measure changes in air pressure intensity during breathing. The snoring phenomenon was analyzed with snore-breathing vibration within the audible frequency band, using the magnitude of the change in respiratory air pressure and the frequency characteristic causing the auditory effects. Although the digital small piezo-resistive sensor used in this experiment works slowly, we used the undersampled data for the digital signal processing because the purpose of the signal measurement is to obtain slowly varying respiratory air pressure signal and to detect and existence of snoring itself, not to analyze the exact frequency components of a snoring signal. Through this process, the normal respiratory signal component and the abnormal snoring signal component were separated using a real-time digital filter with the characteristic of they have different frequencies each other. And the snoring signal was detected with the envelope detection method to detect the length of time for snoring duration. Further, it is necessary to study the medical meaning analysis of the separated abnormal signal components, and to apply it to various types of snoring phenomena to be applied in real life.

© 2019 KKITS All rights reserved

**KEYWORDS :** Snoring, Breathing characteristics, Positive airway pressure, Apnea, Piezo-resistive sensor, Digital filter, Demodulation

**ARTICLE INFO:** Received 25 September 2019, Revised 19 October 2019, Accepted 7 December 2019.

\*Corresponding author is with the Department of Information and Telecommunication Engineering, Gangneung-Wonju National University, 150 Namwon-ro,

Wonju, Gangwon, 26403, Rep. of Korea  
*E-mail address:* bkkim@gwnu.ac.kr

## 1. 서론

코골이 현상은 수면 중 호흡의 과정에서 공기의 흐름이 구강과 비강의 여러 구조물을 통과하면서 공기 흐름이 진동하게 되고, 이 진동 주파수가 가청 주파수 대역 내에 존재하는 경우 가청 호흡 잡음으로 나타나는 것이다. 이 현상은 타인의 수면을 방해하거나, 또는 본인의 정상적인 수면을 방해하여 주간 졸음, 심장병, 뇌졸중 등을 발생시키는 원인이 된다고 알려져 있다. 더욱이 이 증상은 호흡 통로가 좁아지는 것에 그치지 않고 완전히 막혀 호흡 정지가 발생할 수 있으며 이러한 수면 무호흡은 생명을 위협 할 수도 있는 심각한 질병으로 간주 된다[1-3].

따라서 호흡 관련 질병의 평가를 위해서 대상자의 호흡 특성을 정확히 파악할 필요가 있다. 호흡 특성을 파악하기 위해서 물리적인 공기의 흐름이나 발생하는 소리 등 호흡의 신호를 측정한다. 이러한 물리 신호를 측정하기 위해 사용하는 방식으로는 마이크를 이용한 소리의 채집, 외부 비강 삽입관 (nasal cannula)을 통한 공기의 흐름 측정, 그리고 압전 센서를 이용한 여러 가지 호흡과 관련된 인체의 기계적인 압력 변화를 측정하는 것들이 있다[4-7].

그러나 마이크를 이용한 코골이 소리의 채집은 외부 음성 대역 주파수 소음에 민감하게 반응하고 [8-9], 외부 비강 삽입관 방식은 직접 공기의 흐름을 측정할 수 있으나 비교적 큰 장치를 외부에 장착하고 전문가의 도움이 필요한 문제점이 있다 [10]. 또한 압전 센서는 기도 외벽 등 신체 외부의 특정 위치에 센서를 부착하여 호흡에 따른 인체의 기계적인 움직임을 포착하는 것으로 호흡의 특성을 파악하기에는 제한적이라 할 수 있다[11].

이러한 코골이와 관련된 여러 가지 연구 결과에도 불구하고, 직접적인 호흡 신호를 측정하고,

호흡 특성 분석할 수 있으며, 소형화를 이룰 수 있는 방법은 제안되지 않았다.

본 논문에서는 수면 중 호흡 방해를 최소화할 수 있도록 소형화가 가능한 디지털 압전 저항 센서를 비강에 직접 삽입을 하여 호흡 공기압을 측정하고, 디지털 신호처리 기법을 이용하여 호흡 신호와 호흡과 관련된 잡음 신호를 분리하는 방법을 제안한다. 이 방법은 물리적으로 호흡이 갖고 있는 공기 흐름의 압력 변화를 직접 측정해서 분석함으로써 비강 호흡의 특성을 더 정확하게 분석할 수 있는 장점이 있다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 제 2장에서는 비강 공기압 신호 분석을 위한 시스템 구성 요소와 구조 그리고 신호 분석에 필요한 디지털 신호처리 기술에 대해서 살펴보고, 제 3장에서는 실험의 결과를 제시하고 분석한다. 마지막으로 제 4장에서는 고찰 및 결론을 기술한다.

## 2. 비강 공기압 측정과 신호처리

### 2.1 측정 시스템의 구성 요소

비강 호흡 공기압의 변화를 측정하기 위한 시스템 구성은 소형화, 저가, 그리고 실시간 측정 및 분석 가능성을 고려하여 설계한다. 호흡 공기압을 측정하기 위한 센서로는 디지털 출력 소형 압전 저항 센서를 사용하고, 신호의 수집과 처리를 위해서 소형 MCU (Micro Controller Unit)을 사용한다.

연구에 사용된 압전 저항 센서는 초저전력, 저전압으로 센서의 신호 측정 결과는 디지털 출력이다. 이 센서의 공기압 측정 범위는 300 ~ 1,100 hPa이고, 측정 압력 범위내의 해상도는 0.01 hPa이며, 출력 데이터의 범위는 16 ~ 19 비트로 구성된다. 신호의 측정 변환 속도는 아날로그 센서 출력의 경우 같이 사용하는 ADC (Analog to Digital

Converter)의 변환 속도에 따라 결정이 되지만, 본 연구에서 사용된 디지털 출력을 갖는 압전 저항 센서의 신호 수집 속도는 사용되는 센서의 제작 규격에 제한을 받는다. <표 1>은 사용되는 센서 동작 모드에 따른 변환 속도 규격을 간단히 나타낸 것이다.

표 1. 센서의 동작 모드에 따른 신호 변환 속도  
Table 1. Signal Conversion Time of the Sensor with its Operational Modes

사용 모드	변환 속도(ms)
Ultra Low Power	4.5
Standard	7.5
High Resolution	13.5
Ultra High Resolution	25.5

코골이 신호는 음성 주파수 대역에 존재하며, 일반적으로 1 kHz 근처의 주파수로 알려져 있다 [9]. 그러므로 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환 할 때 아날로그 신호 정보를 모두 포함하기 위해서, 신호의 주파수  $f_M$ 에 대한 표본화 주파수  $f_S$ 와의 관계는 나이퀴스트 표본화율  $f_S \geq 2f_M$ 을 만족해야 한다.

그러나 본 연구에서 사용하는 <표 1>의 센서 신호 변환 특성은 나이퀴스트 표본화 율을 고려할 때, 비강 공기압 변화율이 약 100 Hz 이상인 경우에는 신호를 채집할 수 없다. 이 센서는 대기압을 측정하는 목적으로 제작되었으며, 대기압은 순간적으로 변화되는 물리량이 아니기 때문에 공기압의 변화가 4.5 ms 도 충분히 빠르고, 그 이상으로 빠른 변화율은 의미가 없기 때문이다. 또한 코골이를 판별하는 경우 마이크를 이용하여 신호를 채집하고 음성 주파수 대역에서 분석하는 기법에서는 음성 대역에 존재하는 코골이 신호 성분 모두 사용

하여 평가를 하지만, 코골이 유무의 판정에 반드시 이 음성 대역 모두를 사용해야 하는 것은 아니라는 가정에서 본 연구를 수행하였다. 그러므로 주파수 스펙트럼 분석 기법 [12]을 사용하는 것이 아니라 호흡 신호와 코골이 호흡 잡음 신호를 분리하는 기법에 중점을 두었기 때문에 언더샘플링(Undersampling)을 유발하는 신호의 변환 속도는 응용이 가능한 범위로 판단된다.

## 2.2 호흡 공기압 신호 처리

디지털 신호로 변환된 호흡 공기압 변화 신호는 측정에 사용되는 전원의 상태, 센서 설치 안정도, 온도 변화에 따른 잡음, 그리고 기타 대기압을 변화시키는 환경에 따라 영향을 받는다. <그림 1>은 저주파 잡음이 포함되어 채집된 코골이 신호의 예를 보여 준다.

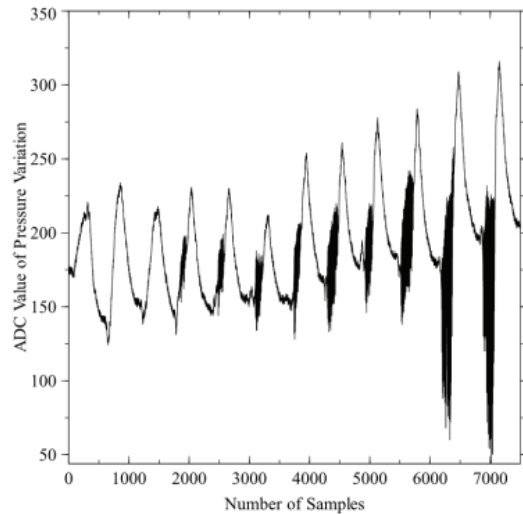


그림 1. 측정된 코골이 공기압 변화 신호의 예  
Figure 1. Example of Measured Air Pressure of Breathing with Snoring

<그림 1>의 측정된 호흡 공기압 변화 측정 신호

에서 정상 호흡 신호와 코골이 신호를 분리하고, 신호의 오프셋으로 작용하는 저주파 잡음을 제거할 필요가 있다. 이와 같은 목적을 달성하기 위한 신호 처리 절차는 다음과 같다.

가) 우선 <그림 1>의 호흡 공기압 측정 신호  $S_1$ 에서 오프셋 잡음을 제거하는 오프셋 제거 처리(Offset Removal Process)를 통하여 안정된 신호  $S_2$ 를 얻는다.

오프셋 신호는 일반적으로 신호의 주파수보다 낮은 주파수 성분으로 구성된다. 따라서 신호에 영향을 주지 않도록 낮은 주파수 성분을 제거하는 고주파 통과필터(High Pass Filter, HPF)를 사용한다. 본 논문에서는 소형 MCU와 저전력 동작과 웨어러블 모니터링 서비스 [13]를 고려하고, 시스템 구조를 간단히 하며, 알고리즘 처리에 소요되는 시간과 에너지를 최소화 할 수 있는 방법을 고려하였다. <그림 2>는 1차 RC HPF 필터의 모델로, 분리시키려는 신호들의 주파수 차이가 큰 경우 적용이 가능하다. 여기서  $R$ 은 저항 값,  $C$ 는 캐패시터(Capacitor) 값,  $V_i(t)$ 는 신호 입력 전압,  $V_o(t)$ 는 신호 출력 전압,  $I(t)$ 는 회로 전류,  $Q_C(t)$ 는 캐패시터의 축적 전하량을 각각 의미한다.

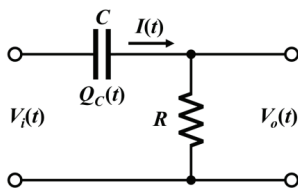


그림 2. 1차 RC HPF의 모델링  
Figure 2. Modeling of 1<sup>st</sup> order RC HPF

<그림 2>의 회로 모델에 키르히호프의 법칙을 적용하면 다음 식과 같이 표현 된다.

$$V_o(t) = I(t)R \quad (1)$$

$$Q_C(t) = C[V_i(t) - V_o(t)] \quad (2)$$

$$I(t) = \frac{dQ_C(t)}{dt} \quad (3)$$

식 (1) ~ (3)을 활용하여 신호 출력 전압  $V_o(t)$ 를 구하면 다음과 같다.

$$V_o(t) = RC \left[ \frac{dV_i(t)}{dt} - \frac{dV_o(t)}{dt} \right] \quad (4)$$

식 (4)의 성분을 MCU에서 처리하기 위하여 이산 신호로 표현하면 <표 2>와 같다.

표 2. 연속 시간 신호 성분의 이산 시간 신호의 표현 [14]  
Table 2. Representation of continuous time signal components by discrete ones

연속 시간 표현	이산 시간 표현
$V_i(t)$	$x[n]$
$V_o(t)$	$y[n]$
$\frac{dV_i(t)}{dt}$	$x[n] - x[n-1]$
$\frac{dV_o(t)}{dt}$	$y[n] - y[n-1]$

<표 2>의 표현식을 이용하여 식 (4)를 다시 쓰면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} y[n] &= RC(x[n] - x[n-1]) \\ &\quad - RC(y[n] - y[n-1]) \\ &= RC\{(x[n] - x[n-1]) + y[n-1]\} \\ &\quad - y[n]RC \end{aligned} \quad (5)$$

$$y[n] = \alpha \{(x[n] - x[n-1]) + y[n-1]\} \quad (6)$$

여기서,  $\alpha = \frac{RC}{1+RC} = \frac{1}{1+\tau}$ , 시정수  $\tau = \frac{1}{RC}$ 로 필터의 설계 계수가 된다. 이 계수를 조정함에

따라서 필터의 출력이 달라진다. 따라서  $S_2$ 와  $y[n]$ 은 같은 의미이다. C 언어를 이용한 수식을 처리하는 알고리즘은 아래와 같이 표현 할 수 있다.

```

y[0] = x[0];
for (i = 1; i < n ; i++)
    y[i] = a * y[i-1] + a * (x[i] - x[i-1]);
    
```

나) <그림 3>과 같은 저주파 통과 필터(Low Pass Filter, LPF)를 활용하여  $S_2$  신호에서 호흡 신호 성분  $S_{breath}$  을 추출한다.

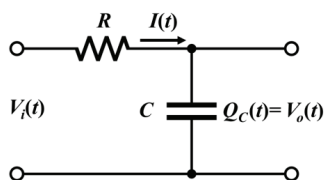


그림 3. 1차 RC LPF의 모델링  
Figure 2. Modeling of 1<sup>st</sup> order RC LPF

<그림 3>의 1차 RC LPF 회로 모델에 키르히호프의 법칙을 적용하면 다음 식과 같이 표현 된다.

$$V_i(t) = I(t)R + V_o(t) \quad (7)$$

$$Q_C(t) = CV_o(t) \quad (8)$$

$$I(t) = \frac{dQ_C(t)}{dt} \quad (9)$$

식 (7) ~ (9)를 활용하여 입력 신호 전압  $V_i(t)$ 에 대하여 정리를 하면 다음과 같다.

$$V_i(t) = RC \frac{dV_o(t)}{dt} + V_o(t) \quad (10)$$

식 (10)의 성분을 <표 2>의 이산 신호 표현식을 이용하여 다시 정리하면 다음과 같다.

$$x[n] = RC(y[n] - y[n-1]) + y[n] \quad (11)$$

$$= (RC+1)y[n] - y[n-1]RC$$

$$(RC+1)y[n] = x[n] + y[n-1]RC \quad (12)$$

식 (12)를  $y[n]$ 에 대하여 정리하면 식 (13)과 같고, 이때  $y[n]$ 은  $S_{breath}$  와 같은 의미가 된다.

$$y[n] = \frac{1}{RC+1}x[n] + \frac{RC}{RC+1}y[n-1] \quad (13)$$

$$= \alpha x[n] + (1-\alpha)y[n-1]$$

여기서  $\alpha = \frac{1}{RC+1}$ 로 필터의 설계 계수가 된다.

실제 계산에서 식 (13)을 C 언어 계산 알고리즘으로 표현하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

```

y[0] = a * x[0];
for (i = 1; i < n; i++)
    y[i] = a * x[i] + (1-a) * y[i-1];
    
```

다)  $S_2$  신호에서 식 (4)의 HPF를 다시 이용하여 호흡 신호 성분 보다 높은 주파수 성분을 갖는 코골이 신호  $S_{snore}$  를 추출한다. 이때, 설계 계수  $\alpha$  를 조정하면 식 (13)으로 추출할 수 있는  $S_{breath}$  를 제거하고  $S_{snore}$  신호만을 따로 추출할 수 있다.

라) 코골이 신호  $S_{snore}$  의 신호는 교류 특성을 갖는 신호로 이 신호의 포락선 (Envelope)  $\overline{S_{snore}}$  은 코골이 신호 발생 구간을 의미하게 된다. 이것은 신호의 포락선에 정보가 있는 진폭 변조 (Amplitude Modulation, AM)된 신호와 특성이 비슷하므로 비동기 복조 (Asynchronous Demodulation)

기법을 이용하여  $S_{snore}$  신호의 포락선을 얻을 수 있다. 비동기 복조의 방법으로는 제곱 법칙 검출기 (Square Law Detector, SLD)를 활용한다[15].

SLD의 구조는 <그림 4>와 같다. 만일  $S_{snore}$  신호가 진폭 변조된 신호와 유사하므로  $S_{snore}(t) = [1 + m(t)]\cos\omega_c t$  라고 가정할 수 있다. 여기서  $m(t)$ 는 코골이 신호의 포락선으로 얻고자 하는 정보를 의미한다.

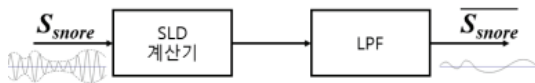


그림 4. 코골이 신호의 포락선 검출 모델

Figure 4. Envelope Detection Modeling of Snoring Signal

이 신호의 SLD 수행 과정은 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} (S_{snore})^2 &= \{1 + m(t)\}^2 \cos^2 \omega_c t \quad (14) \\ &= (1 + 2m(t) + m^2(t)) \times \frac{1}{2}(1 + \cos 2\omega_c t) \end{aligned}$$

식 (14)의 신호를 <그림 4>의 LPF에 통과시키면  $\cos 2\omega_c t$  성분과 주파수 성분을 가지고 있는  $m^2(t)$  성분은 제거 되고 최종적으로 포락선 성분  $m(t)$ 만 남게 되어 코골이 발생하는 기간과 에너지의 크기를 알 수 있는 신호  $\overline{S_{snore}}$ 가 생성된다.

### 3. 실험 및 결과

코골이 혹은 비정상적인 호흡인 경우, 비강을 통하여 흐르는 호흡의 공기압을 비강 내에서 직접 측정하였다. 디지털 신호처리 과정을 통하여 서로 다른 주파수 성분들을 포함하는 호흡 신호와 코골이

이 신호를 분리하여 추출하고 분석하는 방법을 제안하였다.

코골이 실험은 주관적인 관점에서 1단계 (저), 2 단계 (중), 3 단계 (고)의 3개 단계 강도 코골이를 임의로 발생시켰다. 이때, 비강에 디지털 소형 압전 저항 센서를 삽입하여 직접 공기압의 변화를 측정하고 코골이 신호의 변화를 관찰 및 분석하였다. 디지털 신호처리 과정에서 사용되는 HPF와 LPF의 설계 계수  $\alpha$ 는 신호의 주파수 성분을 특정할 수 없기 때문에 실험적 방법으로 선택하였다.

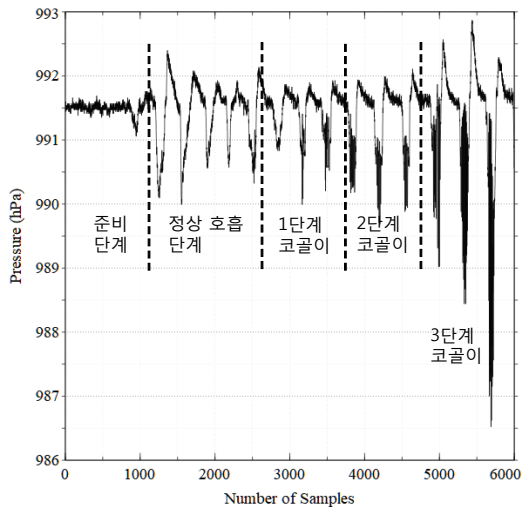


그림 5. 측정된 호흡과 코골이 신호

Figure 5. Measured breathing and Snoring Signal

<그림 5>는 센서에서 측정된 ADC 공기압 신호 데이터를 절대 압력 (hPa, 헥토파스칼) 단위로 변환한 것을 보여 준다. <그림 5>의 준비 단계에서 보여주는 991.5 hPa 정도의 대기압은 실험 시점의 대기압을 보여 주는 것으로 대기 환경에 따라 일정한 압력으로 나타나기 때문에 직류 성분의 오프셋으로 작용하고, 신호 처리를 하는 과정에서 제거 된다. 정상 호흡 단계에서 비강을 흐르는 공기의 압력은 1 ~ 2 hPa 사이의 변위를 보여준다. 그러나

코골이의 강도가 강해짐에 따라 코골이 신호의 변위와 이때 비강을 통하여 흐르는 호흡 공기 압력은 비례해서 증가하는 것을 볼 수 있다. 즉 코골이가 심할수록 호흡량이 부족하기 때문에 인체에서 요구되는 호흡량을 확보하기 위하여 높은 압력으로 공기를 흡입하고, 단기간 흡입된 공기를 배출하기 위해 강하게 호흡하고 있는 것을 보여 준다.

<그림 6>은 식 (6)의 HPF를 이용하여 직류 오프셋이 제거된 신호  $S_2$ 를 나타낸 것이다. 이때 <그림 5>에서 제시된 모든 측정 데이터에서 890 hPa를 동일하게 빼어 계산하였다. 이것은 신호 처리 과정의 편의성을 위한 것으로 신호 처리 과정이나 해석에 문제가 발생하지 않는다.

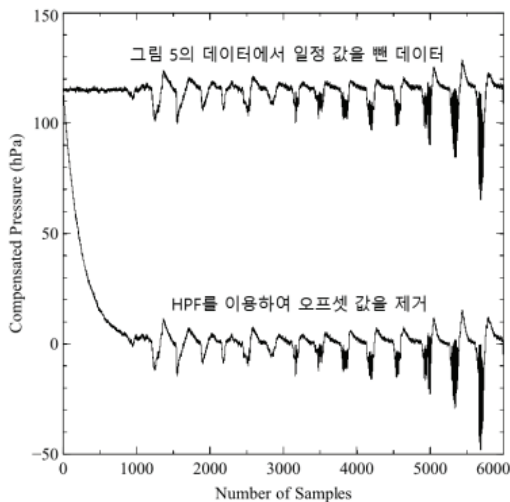


그림 6. 직류 오프셋 성분 제거  
Figure 6. Removal of DC Offset Component

<그림 7>에서 (a)는 <그림 6>의 신호  $S_2$ 와 동일한 것으로 호흡과 코골이가 혼재되어 있고, 이 신호와 처리된 신호를 동일 그래프에서 비교하기 위하여 삽입한 것이다. (b)는  $S_2$  신호에서 LPF를 사용하여 코골이 신호가 가진 높은 주파수 성분만을 제거하여 정상 호흡 신호  $S_{breath}$ 만을 추출한

것이다. (c)는 마찬가지로 <그림 6>의  $S_2$  신호에서 HPF를 이용하여 코골이 신호 성분  $S_{snore}$ 만을 추출한 것을 나타낸 것으로 낮은 주파수 성분인 호흡 신호가 완전히 제거되었음을 보인다. (d)는 (c)의  $S_{snore}$ 에서 SLD 방법으로 검출한 신호  $\overline{S_{snore}}$ 로, 코골이 발생 구간과 크기를 표현한 것이다.

따라서 호흡 신호  $S_{breath}$ 를 이용하면 호흡 상태를 정량적으로 평가할 수 있고,  $\overline{S_{snore}}$ 를 이용하여 코골이 발생 구간과 그 크기를 포함하여 코골이의 특성을 파악할 수 있는 패턴을 파악할 수 있다.

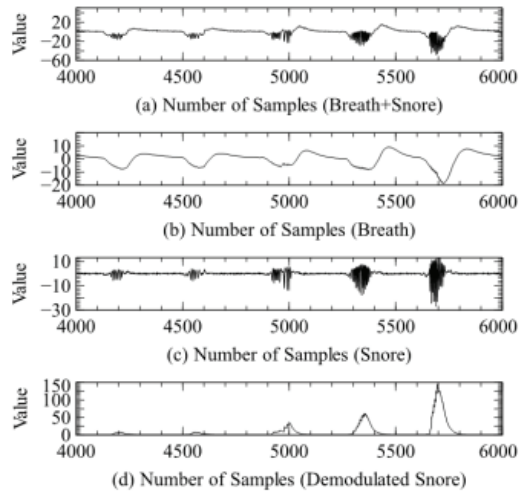


그림 7. (a) 오프셋이 제거된 호흡+코골이 신호, (b) LPF로 추출된 호흡 신호, (c) HPF로 추출된 코골이 신호, (d) SLD로 복조된 코골이 신호의 포락선  
Figure 7. (a) (Breath + Snore) Signal without Offset Value, (b) (Breath) only Signal Extracted by LPF, (c) (Snore) only Signal Extracted by HPF, (d) Demodulated (Snore) Signal by SLD

#### 4. 고찰 및 결론

비강의 진동이 음성 주파수 대역에 존재하기 때문에 나타나는 청각적 현상인 코골이는 이 진동을

검출하고 분석하면 호흡 특성을 파악할 수 있다.

본 논문에서는 비강 안에 디지털 소형 압전 저항 센서를 직접 삽입하여 비강을 통하여 흐르는 공기 흐름의 세기 변화를 실시간으로 직접 측정하고, 측정된 데이터를 디지털 신호처리를 통하여 코골이가 발생할 때의 호흡 특성을 실시간으로 분석하는 방법을 제안하였다.

기존 연구는 주로 마이크를 이용하거나 인체의 외부에 센서를 부착하여 음향 채집, 기도 움직임 검출, 혹은 공기의 흐름을 직간접적인 방법을 통하여 호흡 신호를 채집하고 그 주파수 특성을 분석하였다. 그러나 비강 내에서 측정되는 호흡 흐름의 압력 변화를 이용하여 코골이 신호를 검출하면 다른 방법들과 비교하여 외부 잡음의 영향이 거의 없고, 호흡 유무, 비정상적인 호흡 잡음, 호흡의 강도 등을 동시에 분석할 수 있는 장점이 있다. 이것은 순간적 변화에 둔감한 특성을 갖는 디지털 압전 저항 센서의 언더샘플링 특징과, 비강 내에서는 공기의 압력을 변화시킬 수 있는 요인은 호흡 이외에 다른 잡음 원인이 거의 없기 때문이다. 제안된 일련의 신호 분리 과정을 통하여 얻은 호흡 신호와 코골이 신호는 향후 의학적인 지식과 임상 실험과 관련된 협업과 활동을 통하여 신호들의 의학적인 의미를 연구하고, 코골이 뿐 만이 아니고 호흡에 관련된 심도 있는 질병 진단에 활용할 수 있는 연구로 발전할 수 있다.

## References

- [1] S. H. Cho, *Clinical implications of snoring*, Journal of Rhinology, Vol. 23, No. 2, pp. 75-80, 2016.
- [2] V. Deary, J. G. Ellis, J. A. Wilson, C. Coulter, N. L. Barclay, *Simple snoring: not quite so simple after all?*, Sleep Medicine Review, No.18, pp. 453-462, 2014.
- [3] A. Koren, L. D. Groselj, I. Fajdiga, *CT comparison of primary snoring and obstructive sleep apnea syndrome: role of pharyngeal narrowing ratio and soft palate-tongue contact in awake patient*, European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, No. 266, pp. 727-734, 2009.
- [4] E. Arnardottir, B. Isleifsson, J. S. Agustsson, G. Sigurdsson, M. O. Sigurgunnarsdottir, G. Sigurarson, G. Saevarsson, A. Sveinbjarnarson, S. Hoskuldsson, and T. Gislason, *How to measure snoring? A comparison of the microphone, cannula and piezoelectric sensor*, Journal of sleep research, Vol. 25, No. 2, pp. 158-168, 2016.
- [5] M. Shokouejinejad, C. Fernandez, E. Carroll, F. Wang, J. Levin, S. Rusk, N. Glattard, A. Mulchrone, X. Zhang, A. Xie, M. Teodorescu, J. Dempsey, and J. Webster, *Sleep apnea: A review of diagnostic sensors, algorithms, and therapies*, Journal of Physiological Measurement, Vol. 38, No. 9, pp. R204-R252, 2017.
- [6] T. Usui, A. Matsubara, S. Tanaka. *Unconstrained and noninvasive measurement of heartbeat and respiration using an acoustic sensor enclosed in an air pillow*, SICE Annual Conference in Sapporo, pp. 2648-2651, 2004.
- [7] L. Zhaoqin, J. Linlin, C. Wenxi, N. Tetsu, *Performance assessment on different measurement positions for monitoring HR/RR during sleep*, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 3831-3834, 2010.
- [8] E. Dafna, A. Tarasiuk, and Y. Zigel,

*Automatic detection of whole night snoring events using non-contact microphone*, Journal of PLOS ONE, Vol. 8, No.12, pp. 1-14, 2013.

[9] D. Pevernagie, R. M. Aarts, and M. D. Meyer, *The acoustics of snoring*, Journal of Sleep Medicine Reviews, vol. 14, pp. 131-144, 2010.

[10] H-K. Lee, H. Kim, and K-J. Lee, *Nasal pressure recordings for automatic snoring detection*, Journal of Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 53, No. 11, pp. 1103-1111, 2015.

[11] E. Urtnasan, J-U. Park, P-S. Jeong, and K-J. Lee, *Automatic detection algorithm for snoring and heart beat using a single piezoelectric sensor*, Journal of Biomedical Engineering Research, Vol. 36, pp. 143-149, 2015.

[12] G-S. Lee, and H-J. Kim, *Speech recognition using spectral information under noisy environments*, Journal of Knowledge Information Technology and Systems, Vol. 5, No. 5, 2010.

[13] J-S. Lee, and K-N. Lee, *A study on monitoring of health care and chronic diseases for the elderly: the effect of wearable device*, Journal of Knowledge Information Technology and Systems, Vol. 13, No. 3, pp. 351-357, 2018.

[14] L. Chartrand, B. Boulet, *Fundamentals of signals and systems*, Da Vinci Engineering Press, 2005.

[15] S. Haykin, *Communication systems*, John Wiley & Sons, 2007.

## 비강 호흡 공기 흐름을 이용한 코골이 호흡 특성 분석

현광민, 김환석, 김백기

국립강릉원주대학교 정보통신공학과 교수

### 요 약

본 논문에서는 코골이 현상이 발생할 때 비강을 통하여 흐르는 공기압 세기의 변화를 측정하여 호흡 특성을 실시간으로 분석하는 방법과, 측정된 연속시간 신호 성분을 이산 시간 신호로 변환하여 코골이와 일반 호흡 신호를 분리하고 신호를 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 호흡 중에 나타나는 공기압 세기의 변화를 측정하기 위하여 비강 안에 상용 디지털 소형 압전 저항 센서를 삽입하였다. 코골이 현상은 코골이 호흡 진동이 가청 주파수 내에 존재하므로 호흡 공기압 변화의 크기와 청각적 효과를 일으키는 주파수 특성을 이용하여 호흡의 특성을 분석하였다. 사용된 디지털 소형 압전 저항 센서의 압력 측정 주기는 길지만, 신호 검출의 목적이 특정 코골이 신호의 주파수가 아닌 코골이 발생 여부와 호흡 공기압 신호의 변화이므로, 언더 샘플링 방식을 이용하여 신호를 측정하여 디지털 신호처리를 수행하였다. 이 과정에서 정상 호흡 신호 성분과 비정상적인 코골이 신호 성분은 신호의 주파수 성분이 서로 다르므로 실시간 디지털 필터를 사용하여 분리하고, 코골이 신호는 포락선 검출 방법을 이용하여 코골이 발생 시간 길이를 검출하였다. 분리된 두 개의 성분은 비정상 호흡의 특성을 분석하는데 적용이 가능하며, 향후 분리된 비정상 신호 성분이 나타내는 의학적 의미 분석에 대한 연구와 함께 다양한 형태의 코골이 현상에 적용하여 실생활에 응용이 가능하도록 하는 연구가 필요하다.

### 감사의 글

이 논문은 2018년도 국립강릉원주대학교 학술연구 조성비 지원 (2018100263)에 의하여 수행되었음



**Kwangmin Hyun** received Ph.D. degree in Electronics Engineering from Hanyang University, Seoul, Korea, in 2004. In 2005, he joined the Dept. of Information and Telecommunication Eng., Gangneung-Wonju National University. His research interests are in the areas of communications theory, communication system and network, and sensor signal processing.

*E-mail address:* kamihyun@gwnu.ac.kr



**Hwan-Seok Kim** received Ph.D. degree in electronics engineering from CheongJu University, Chung cheongbuk-Do, Rep. of Korea in 2008. Currently, he is a professor in the Dept. Information and Communication Eng. at Gangneung-Wonju National University, Korea. His research interests AI and medical equipment field.

*E-mail address:* hskim8805@gwnu.ac.kr



**Back-Ki Kim** received Ph.D. degree in electronics engineering from KyungHee University, Seoul, Rep. of Korea in 1997. Currently, he is a professor in the Dept. Information and Communication Eng. at Gangneung-Wonju National University, Korea. His research interests include signal processing and medical equipment field.

*E-mail address:* bkim@gwnu.ac.kr