

Polyvinylidene Fluoride 진동센서를 이용한 코골이 검출

Snoring Detection using Polyvinylidene Fluoride Vibration Sensors

지덕근* · 위연* · 김희선** · 임재중*†

Duk-Keun Jee* · Ran Wei* · Hee Sun Kim** · Jae Joong Im*†

전북대학교 전자공학부*

Division of Electronic Engineering, Chonbuk National University*

(주) 유엔씨**

UnC Co., Ltd.**

Abstract

Sleep diseases such as snoring and sleep apnea are physically, mentally harmful and results serious health problems. Snoring, known as breathing noise, is caused by coupled oscillation of the airway when the air passes through the trachea, and sleep apnea is caused by upper airway blockage. In order to solve these problems, many attempts have been made to detect the snoring during sleep and alleviate it. In this study, a new sensing system and analysis algorithm were developed in order to detect snoring sounds correctly under various sleep environments. Two polyvinylidene fluoride (PVDF) vibration sensors were used inside the pillow. The first PVDF sensor detects vibration transmitted through skull caused by snoring. And the second PVDF sensor detects both snoring sounds and ambient noises. The signals of two sensors were acquired through the designed analog circuits, and analyzed for snoring detection. Ten volunteers were participated for the experiment under five different conditions. Data from two PVDF sensors were processed by the established analysis algorithm, and snoring sounds were compared to noises. The results indicated that the energy of snoring is 70% bigger than that of ambient noise, which proves effectiveness of sensing system and analysis algorithm. Further study would be continued for more wide clinical studies with various environment noises. Based on this study, development of anti-snore pillow and sleep monitoring system for comfort sleep could be developed.

Keywords : polyvinylidene fluoride, sleep apnea, snoring, pillow

요약

코골이 및 수면 무호흡증 등의 수면 질환은 정신적, 육체적 피로감을 유발하고 정상적인 활동에 심각한 영향을 미치고 있다. 코골이는 공기가 좁아진 기도를 통과할 때 진동에 의해서 일어나는 호흡잡음이고, 수면 무호흡은 기도 주변의 조직이 이완됨에 따라 기도가 일시적으로 막히게 될 때 일어나는 현상이다. 이러한 문제를 해결하기 위해 수면 중 코골이를 검출하고 이를 경감하려는 많은 시도가 이루어져왔다. 본 연구에서는 수면 중 코골이 신호의 검출에 있어서 오류가 발생하는 원인인 주변 잡음이나 기타 영향을 제거하기 위한 새로운 센싱 시스템과 분석 알고리즘의 개발을 수행하였다. 센싱 시스템은 베개 내부에 내장되는 두 개의

† 교신저자 : 임재중 (전북대학교 공과대학 전자공학부)

E-mail : jjim@jbnu.ac.kr

TEL : 063-270-4064

FAX : 063-270-2394

polyvinylidene fluoride (PVDF) 진동 센서를 포함하고 있으며 검출되는 신호를 수집, 저장하는 하드웨어부와 코골이 신호를 판단하는 신호처리부로 이루어졌다. 베개에 내장되는 PVDF 센서 중 제 1센서는 코골이 신호를 검출하고 제 2센서는 코골이 신호 및 주변의 잡음을 검출한다. 본 실험에는 10명의 피험자가 참여하였으며 수면 중 잡음이 발생할 수 있는 다양한 환경 조건 하에서 신호를 검출하여 분석하였다. 그 결과 다양한 잡음 환경 하에서 코골이 신호가 코골이가 아닌 잡음에 비해 약 70% 이상의 에너지 값을 가지는 것을 확인하였고 이를 통해 잡음으로부터 코골이 신호를 정확하게 검출하는 것을 확인하였다. 본 연구의 결과는 수면 중 발생하는 코골이의 경감을 위한 베개의 개발과 정량적인 수면상태 평가를 통해 건강한 수면 환경을 제시할 수 있는 숙면 유도 시스템의 개발에도 활용될 것이다.

주제어 : polyvinylidene fluoride, 수면 무호흡, 코골이, 베개

1. 서론

대부분의 사람은 평생의 삼분의 일의 시간 동안 수면을 취한다. 현대인들에 있어서 적당한 시간 동안의 수면이 중요하다는 것은 모든 이들이 잘 알고 있다. 그러나 수면의 양뿐만 아니라 수면의 질의 중요성도 간과해서는 안 될 문제이다.

현대 사회는 소음, 스트레스, 비만, 불규칙한 생활 습관 등 여러 원인으로 수면이상 또는 수면장애를 가진 사람들이 증가하고 있다. Cerutti 등(2006)의 연구와 Wolk 등(2003)의 연구에 의하면 스트레스와 비만이 수면에 크게 영향을 미친다는 결과가 보고되었다. 이들의 연구(Cerutti et al., 2006; Wolk et al., 2003)에 의하면 스트레스와 비만의 원인으로 인한 수면의 질적 저하는 신체적 밸런스를 무너뜨릴 수 있고, 여러 가지 질환의 원인이 되기도 하며, 집중력과 성취도를 저하시킬 수 있다.

수면장애 중에서 가장 일반적이며 심각함에도 불구하고 간과되고 있는 증상은 수면 무호흡증(sleep apnea) 및 코골이(snoring)이다. 수면 무호흡증은 수면 중 근육이 이완됨에 따라 기도가 좁아지게 되어 공기의 흐름이 원활하지 않아 발생하는 현상이고, 코골이는 수면 중 상부 기도 확장근이 상대적으로 이완됨에 따라 기도가 좁아지게 되어 기도 내의 불안정한 공기 흐름과 목젖, 입천장, 그 주변의 점막 등 조직의 진동으로 발생하는 호흡잡음이다(Krug, 1999).

Pevarnargie 등(2010)과 Kim(2004)의 연구에 의하면 코골이는 대략 30~35세 남성의 20%, 여성의 5%에서 관찰되며, 60세 이상의 노년층에서는 남성의 60%, 여성의 40%에서 발생하는 현상이라 논하였다. Khandoker 등(2009)과 Ronald(1999)의 연구에서는 코골이가 주간 졸림, 피로, 인식장애, 기억력 감퇴 등을 일으킬 수

있으며 장기간 지속되는 코골이는 수면 무호흡증으로 발전할 수도 있다고 언급하였다. 따라서 초기 단계에 코골이를 치료함으로써 수면 무호흡증으로 발전되는 것을 막는 것이 중요하다.

코골이의 치료법으로는 1) 수면 시 마스크 모양의 장치를 착용해 지속적으로 양압을 공급해주어 공기의 통로를 확보해주는 방법, 2) 호흡 장애의 원인이 되는 구조물의 제거 수술, 3) 베개나 매트리스 등에 센서를 장치해 코골이를 검출하여 자세를 변형시켜주는 방법 등이 있다. 가장 효과적인 방법은 양압을 이용한 치료법으로 알려져 있으나 기구물의 착용 시 심리적으로 부담을 느낄 수 있어 오히려 수면의 질이 낮아질 수 있다. 호흡 장애의 원인 부위를 제거하는 방법도 효과적이기는 하나 수면다원검사(polysomnography), 수면 잠복기 검사 등 수술을 위한 과정이 복잡하고 비용적인 문제와 수술에 대한 거부감이 있을 수 있다.

베개나 매트리스 등을 이용하여 코골이 검출에 관한 기존의 연구들은 다양한 형태와 방법으로 진행되고 있다. Watanabe(2010)의 연구와 Hsu 등(2005)의 연구에서는 마이크를 이용해 코골이 발생 시 코골이 신호를 감지하는 방법에 대해 연구를 진행하였고, Suryawanshi와 Zende(2010)의 연구에서는 압력센서를 이용해 코골이 발생 시 진동을 검출하였다. Harada 등(2010)의 연구에서는 압력 센서를 베개 아래에 위치시켜 코골이 검출에 대해 연구를 진행하였다. 또한, Usui 등(2004)과 Zhaoqin 등(2010)은 베개 내부에 에어패드를 삽입해 마이크 또는 압력센서로부터 코골이 신호를 감지하여 에어패드를 팽창시킴으로써 사용자 자세 변형을 유도하는 연구도 진행되어 왔다. 그러나 이러한 선행 연구들은 주위 환경 잡음이 존재할 때 코골이 신호와 잡음간의 정확한 식별에 어려움을 가지는 한계점이 있다.

따라서 본 연구에서는 베개 내부에 두 개의 마이크를 부착해 수면 중 코골이 신호의 검출에 있어서 오류가 발생하는 원인인 주위의 잡음과 기타 잡음을 제거하여 다양한 잡음이 존재하여도 코골이 신호를 정확하게 검출하기 위한 센싱 시스템과 분석 알고리즘을 개발하였다.

2. 연구 방법

2.1. 센싱 시스템

본 연구에서 코골이 검출에 사용된 센서는 polyvinylidene fluoride(PVDF) 필름이 내장된 진동 센서이다. PVDF는 압력이 가해지면 전하가 발생하게 되는 특성을 가지고 있다. 이러한 특성을 이용해 코골이 발생 시 두개골에 전달되는 진동을 전기 에너지로 변환하여 이를 측정하는 원리로 진동 센서가 설계되었다. 센서 내부에는 PVDF 필름과 임피던스 정합회로가 함께 내장되어 있다. 그림 1은 개발된 진동 센서를 보여준다. 이 센서는 잡음과 진동 변화에 대해 매우 우수한 특성을 가지고 있고, 그림 2는 이 센서의 5Hz~5KHz 대역에서의 주파수 응답 특성을 보여준다.

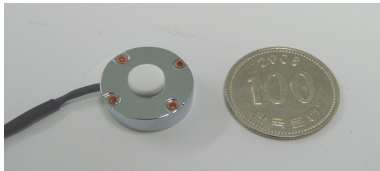


Figure 1. Picture of the PVDF vibration sensor

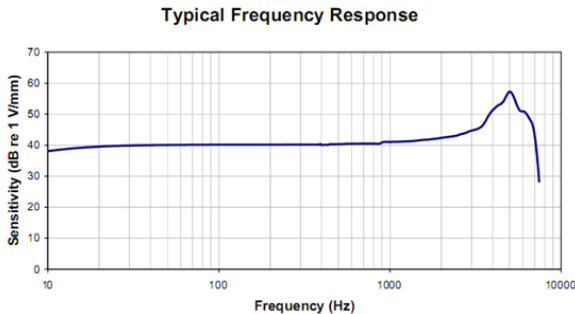


Figure 2. Typical frequency response of PVDF sensor

코골이 검출 베개는 주변의 다양한 잡음으로부터 코골이 소리만을 정확하게 검출해야 하므로, 두 개의 센서를 그림 3과 같이 베개 내부의 다른 두 부위에 위치시켰다. PVDF 1 센서는 사용자의 머리가 놓이는 부

분에 위치하여 사용자의 코골이 신호를 검출할 수 있으며, PVDF 2 센서는 사용자 코골이 신호와 주변 잡음을 동시에 검출하도록 설계되었다. 두 센서는 코골이 소리와 주변 잡음을 모두 검출하지만 PVDF 1 센서가 사용자의 머리 아래 부분에 위치하기 때문에 PVDF 2 센서보다 코골이를 좀 더 민감하게 검출한다. 각 센서는 플라스틱 재질의 판에 놓여서 베개 내부에 내장되는 형태로 설계 되었다.

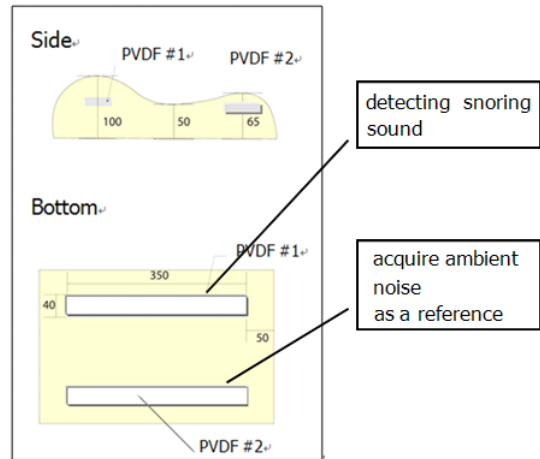


Figure 3. Location of the PVDF sensors in the pillow

2.2. 데이터 수집

본 실험에서는 실제 코골이를 겪고 있는 10명이 참여하여 수면 중 잡음이 발생할 수 있는 다양한 조건 하에서 실험을 진행하였다. 표 1은 실험에 참여한 10명의 신체 정보를 보여주는 것으로 BMI 지수 21.7 ± 2.13 의 값을 가지고 있다.

Table 1. Information of the 5 subjects

Subject	Parameters				
	Age	Sex	Height (Cm)	Weight (Kg)	BMI
1	28	M	175	68	22.2
2	30	M	176	80	25.83
3	26	M	171	65	22.23
4	27	F	166	55	19.96
5	33	M	172	70	23.66
6	24	F	160	51	19.92
7	30	M	180	74	22.84
8	25	F	162	49	18.67
9	26	F	158	50	20.03
10	31	M	177	69	22.02

표 2에 제시된 각각의 조건에서 데이터를 수집하였으며 센서의 출력은 고역통과필터(HPF), 저역통과필터(LPF), 60Hz 노치필터(Notch Filter) 등의 아날로그 처리 과정을 거친 후 데이터 수집 장치를 통해 각각 500Hz로 샘플링 처리 후 저장되었다. 데이터 수집은 실험에 참여한 10명의 참여자로부터 각 3회씩 실시되었다.

Table 2. Environments of stored data

Environments of stored data	
case 1	snoring only from the subject
case 2	snoring with talking from other person
case 3	snoring with movement of other person on the same bed
case 4	movement of the subject without snoring
case 5	snoring of the other person on the same bed

표 2는 본 실험에서 코골이 신호 검출 시 수면 환경을 요약한 것이다. 잠음이 없는 상태에서의 코골이 신호, 주위 말소리가 섞인 상태의 코골이 신호, 옆 사람 움직임이 있을 시 코골이 신호, 코골이는 없는 상태에서 사용자의 움직임 신호, 코골이는 없는 상태에서 옆 사람의 코골이 신호를 각각 수집하였다. 각각의 조건에서 잠음의 크기는 동일한 수준으로 피험자들에게 제공되어 실험이 진행되었다.

2.3. 데이터 분석 알고리즘

수집된 데이터의 분석을 통하여 주변 잠음 환경에 영향을 받지 않는 사용자의 코골이 신호만을 정확하게 구분하고자 하였으며, 그림 4에 두 PVDF 진동 센서로부터의 출력 신호의 알고리즘 흐름도가 요약되어 있다.

그림 4에서 볼 수 있듯이 두 PVDF 센서로부터의 출력은 고역 통과 필터, 저역 통과 필터, 노치필터(60Hz), 증폭의 아날로그 처리 과정을 거친 후 디지털 신호로 변환되어진다. 디지털 변환된 신호의 오프셋을 제거한 후에 절대값을 취하고, 그에 대한 포락선을 검출하고 평활화, 적분 과정을 거쳐서 코골이 신호 판단에 사용될 최종 파형을 얻었다. 얻어진 최종 파형에서 코골이의 발생 구간의 시작점과 종료점에 대한 일치도와 각 구간별 에너지를 계산하고 비교하여 문턱치를 설정함으로써 실제 사용자의 코골이 신호만을 정확하게 검출할 수 있게 된다.

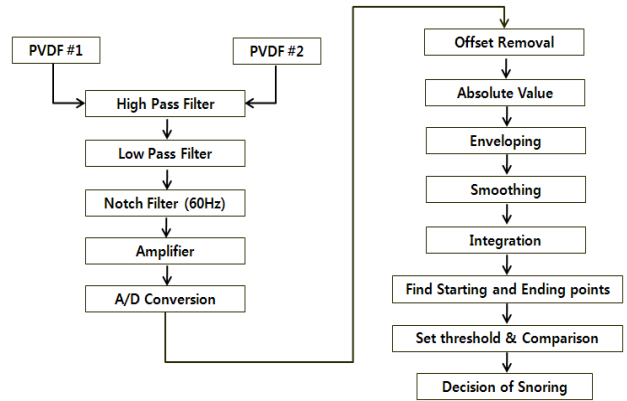


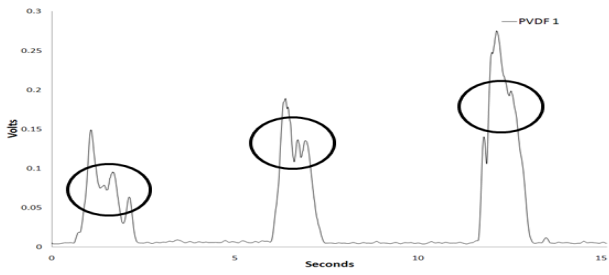
Figure 4. Flowchart of data analysis

3. 결과 및 토의

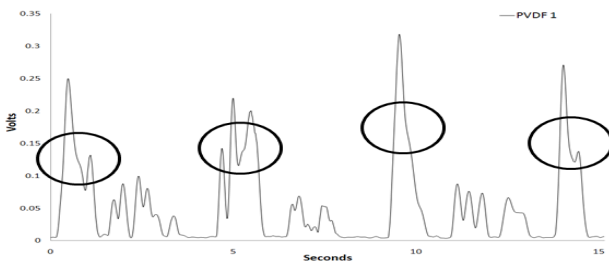
코골이를 검출하기 위한 이전의 연구들에서는 마이크나 압력 센서를 사용해 신호를 검출하는 방법으로 진행되어 왔다. 하지만 마이크를 사용하여 코골이를 검출하는 방법은 코골이 신호 이외의 잠음 신호가 포함될 경우 잠음으로부터 코골이 신호의 검출에 어려움이 있고, 압력 센서를 이용할 경우 사용자의 움직임에 의한 잠음이 발생할 경우 코골이 신호로 오인될 가능성이 있다. 이전의 연구들에서는 잠음이 존재할 경우 검출된 신호로부터 코골이 신호를 정확히 식별하기에 어려움을 가지고 있다. 본 논문에서 제시한 두 개의 진동 센서를 이용한 코골이 검출에 앞서 하나의 진동 센서를 사용해 다양한 조건에서 코골이 신호를 검출하였다.

한 개의 진동 센서만 사용하여 코골이를 측정하면 잠음이 존재할 경우에 잠음을 코골이 신호로 오인할 가능성이 있다. 그림 5는 표 2에서 제시한 다섯 가지의 환경 하에서 하나의 PVDF 진동 센서만을 사용해서 얻은 출력에 본 연구의 알고리즘 처리 과정을 거친 후의 결과를 보여준다.

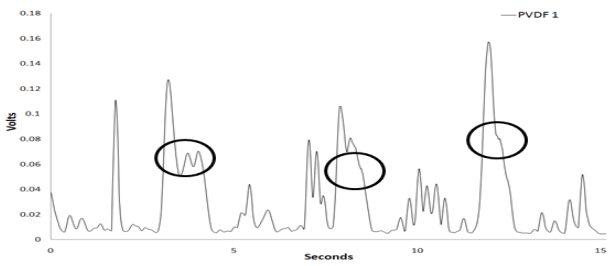
그림 5에서 원으로 표시된 부분은 실제 코골이 신호를 나타내고 있다. 그림 5(a)는 잠음이 없는 상태에서의 코골이 신호로 이러한 경우는 코골이가 쉽게 판단 될 수 있다. 그러나 그림 5(b)와 같이 주위 말소리가 섞인 코골이 신호의 파형을 보면 코골이가 발생한 구간과 말소리가 섞인 구간을 구분하는데 어려움이 있다. 그림 5(c)는 옆 사람 움직임이 있을 시 코골이 신호로 실제 코골이 구간과 코골이가 아닌 구간을 구분하는데 어려움이 있다. 그림 5(d)는 코골이는 없는



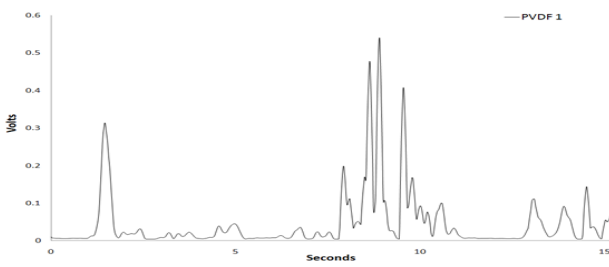
(a) Sensor outputs with snoring only



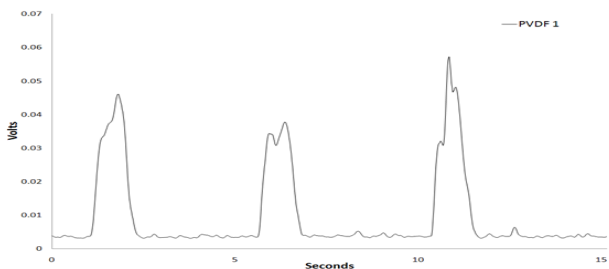
(b) Sensor outputs under snoring with talking



(c) Sensor outputs under snoring with movement of other person on the same bed

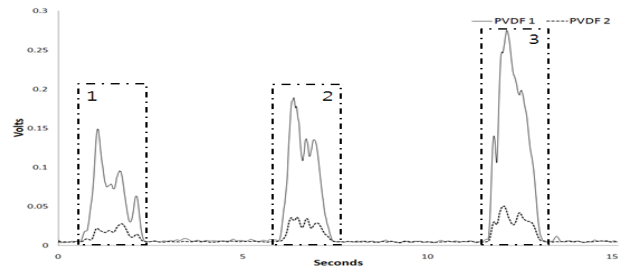


(d) Sensor outputs under no snoring with movement of subject

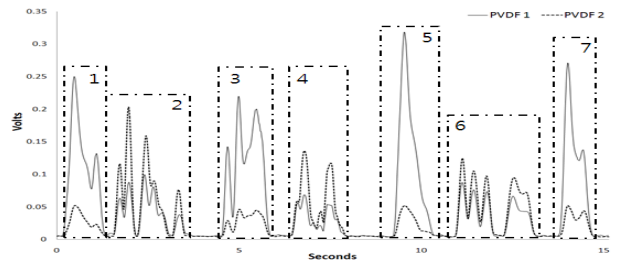


(e) Sensor outputs with snoring of other person

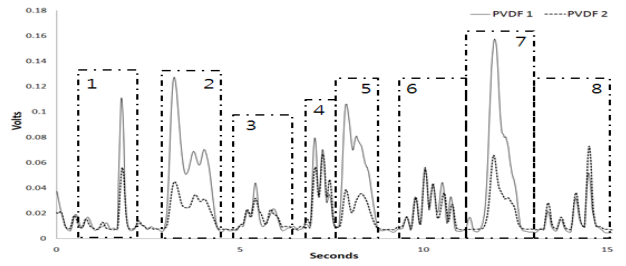
Figure 5. Waveforms from one sensor outputs under various experimental conditions



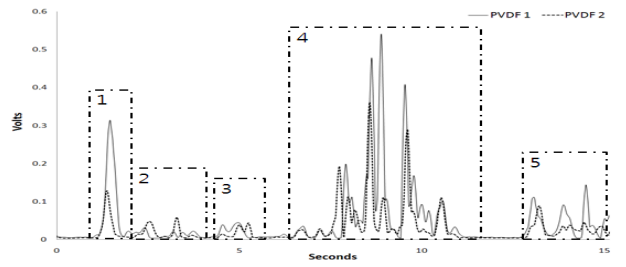
(a) Sensor outputs with snoring only



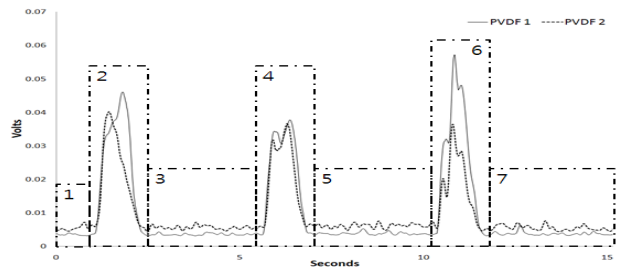
(b) Sensor outputs under snoring with talking



(c) Sensor outputs under snoring with movement of other person on the same bed



(d) Sensor outputs under no snoring with movement of subject



(e) Sensor outputs with snoring of other person

Figure 6. Waveforms from two sensor outputs under various experimental conditions

상태에서 사용자의 움직임 신호이고, 그림 5(e)는 사용자의 코골이가 없는 상태에서 옆 사람의 코골이 신호를 보여주고 있다. 하나의 진동 센서만을 사용해서 5가지의 조건에서 코골이를 측정된 결과 그림에서 볼 수 있듯이 코골이 구간과 코골이가 아닌 구간의 구분에 어려움이 있고 코골이가 아닌 잠음 신호가 코골이 신호로 판단되는 오류가 발생됨을 알 수 있다.

그림 6은 표 2의 다섯 가지 조건에서의 두개의 PVDF 진동 센서를 이용해서 얻은 출력에 본 연구에서 제시한 알고리즘 과정을 거친 후의 결과 파형을 보여주고 있다. 그림에서 실선은 PVDF 1의 출력 파형이고 점선은 PVDF 2 출력 파형이다. 두 센서 모두 코골이와 주위 잡음을 동시에 검출하지만 PVDF 1 센서는 사용자의 머리 아래 부분에 위치하기 때문에 PVDF 2 센서보다 코골이가 좀 더 민감하게 검출되는 것을 알 수 있다.

먼저 두 센서의 출력 파형에 대한 신호처리 과정을 거친 후 PVDF 1 센서 출력으로부터 코골이 발생 구간의 시작점과 종료점을 설정하였다. 그리고 PVDF 1 으로부터 확인된 코골이 신호의 시작점과 종료점을 기준으로 PVDF 2 출력 파형에 동일한 시작점과 종료점을 적용하였다. 최종적으로 각 구간에 대하여 PVDF 1과 PVDF 2의 에너지 값을 계산하고 비교함으로써 코골이 신호를 판단할 수 있다.

그림 6(a)는 잠음이 없는 상태에서 코골이 신호의 결과 파형이다. 실제 코골이는 세 구간에서 발생하였고, 두 파형간의 시작점 및 종료점이 일치함을 볼 수 있다. 그림 6(b)는 주위 말소리가 섞인 코골이 신호의 결과 파형으로 실제 코골이는 네 구간에서 발생하였다. 각 구간에서의 시작점과 종료점의 일치도를 확인하고 PVDF 1과 PVDF 2의 에너지 값의 비교를 통해 코골이를 판단하게 된다. 그림 6(c)는 옆 사람 움직임이 있을 시 코골이 신호이다. 코골이는 실제 세 구간에서 발생했으며, 두 파형간의 시작점과 종료점의 일치도, 에너지 값의 비교를 통해서 코골이를 확인할 수 있다. 그림 6(d)는 코골이는 발생하지 않았지만 사용자의 움직임에 의한 두 센서의 출력 파형으로 PVDF 1과 PVDF 2의 파형이 거의 유사하게 나타남을 볼 수 있다. 그림 6(e)는 옆 사람의 코골이 신호로 두 파형의 에너지 값이 거의 차이가 나지 않는 것을 확인할 수 있다.

표 3은 참여자 1의 실험 데이터 값으로 그림 6에서의 각 구간별 두 센서의 에너지를 비교한 값이다. 에

너지 비율의 계산식은 식 1의 방법으로 계산되었다.

$$Ratio(\%) = \frac{PVDF1 - PVDF2}{PVDF1} \times 100 \quad (1)$$

PVDF 1 : the output of PVDF 1 sensor

PVDF 2 : the output of PVDF 2 sensor

Table 3. Energy ratio of output from PVDF 1 and PVDF 2 from volunteer 1

		Actual	PVDF 1	PVDF 2	Diff.	Ratio(%)
a	1	snoring	0.102	0.018	0.084	82.094
	2	snoring	0.136	0.026	0.110	80.780
	3	snoring	0.222	0.037	0.185	83.258
b	1	snoring	0.129	0.026	0.104	80.225
	2	noise	0.067	0.119	-0.052	-78.065
	3	snoring	0.155	0.034	0.121	78.092
	4	noise	0.041	0.078	-0.037	-89.316
	5	snoring	0.138	0.024	0.113	82.313
	6	noise	0.078	0.113	-0.035	-44.865
	7	snoring	0.110	0.025	0.085	77.388
c	1	noise	0.020	0.011	0.010	47.234
	2	snoring	0.086	0.026	0.060	70.072
	3	noise	0.015	0.014	0.001	6.731
	4	noise	0.023	0.021	0.002	8.942
	5	snoring	0.057	0.017	0.040	70.866
	6	noise	0.031	0.025	0.006	19.520
	7	snoring	0.075	0.020	0.054	72.802
	8	noise	0.017	0.020	-0.003	-20.072
d	1	noise	0.084	0.041	0.043	50.92
	2	noise	0.017	0.022	-0.005	-30.030
	3	noise	0.020	0.015	0.006	28.522
	4	noise	0.367	0.232	0.135	36.789
	5	noise	0.081	0.040	0.041	50.77
e	1	noise	0.000	0.001	-0.001	-154.545
	2	noise	0.031	0.022	0.009	29.258
	3	noise	0.001	0.002	-0.001	-111.842
	4	noise	0.026	0.020	0.006	24.107
	5	noise	0.002	0.003	0.000	-8.017
	6	noise	0.033	0.016	0.016	49.464
	7	noise	0.001	0.003	-0.002	-180.488

표 3에서 각각의 조건에서의 실제 코골이가 발생한 구간과 코골이가 아닌 잠음 구간의 비를 확인할 수 있다. 에너지 비의 분석 결과 실제 코골이 구간에서는 약 70% 이상의 차이를 보이고 있으며 잠음 구간에서는 대부분 음(-)의 비율을 보이거나 50% 이하의 에너

지 차이를 보이고 있음을 알 수 있었다. 같은 방법으로 10명의 참여자에게 각각 3회씩 데이터를 수집하여 평균값을 구한 결과는 표 4에 요약되어 있다.

표 4에서 볼 수 있듯이 실험에 참여한 모든 이들이 코골이가 발생할 경우 두 센서의 출력은 70%의 차이가 나는 것을 확인하였다. 이는 코를 꿀 때 PVDF 1 센서가 사용자의 머리 아래쪽에 위치해 있기 때문에 사용자의 코골이에 의해 발생하는 진동이 센서로 직접 전달되기 때문이다. 이를 통해 두 센서의 출력이 70% 이상을 보일 경우 코골이로 판단할 수 있다.

Table 4. Energy ratio of output from PVDF 1 and PVDF 2

Subject	Energy Ratio (%)			
	$\left(\frac{PVDF\ 1 - PVDF\ 2}{PVDF\ 1} \times 100\right)$			
	First	Second	Third	Average
1	89±1	92±1	84±4	89±4
2	80±3	77±2	98±1	85±9
3	98±1	97±1	97±1	97±1
4	92±3	91±1	94±2	92±2
5	92±2	89±1	89±1	90±2
6	88±2	88±3	90±1	89±2
7	91±1	94±1	93±1	93±2
8	84±3	88±1	80±6	84±4
9	70±5	82±6	71±2	74±6
10	78±4	70±5	78±2	75±5

4. 결론

본 연구에서는 수면 중 코골이 신호의 검출에 있어서 오류가 발생하는 원인인 주변 잡음이나 기타 영향을 제거하기 위한 새로운 센싱 시스템과 분석 알고리즘을 개발하였다. 두 개의 PVDF 센서를 이용하여 출력 신호의 에너지 값을 비교하였으며, PVDF 1의 출력이 PVDF 2의 출력에 비하여 70% 이상의 에너지를 보일 때를 코골이 신호로 판단하면 오류없이 정확한 코골이 신호를 판단할 수 있음을 확인하였다. 즉, 주변 잡음이나 기타 영향으로부터 코골이 신호를 정확하게 식별하는 것이 가능한 코골이 센싱 시스템과 알고리즘을 개발하였다.

본 연구의 결과는 수면 중 발생하는 코골이를 멈추게 하는 베개의 개발뿐만 아니라 다양한 수면 정보를 검출하고 정량적으로 분석함으로써 사용자가 숙면을 취할 수 있는 조건을 제시하는 숙면 유도 시스템의

개발에도 활용될 것이다.

REFERENCES

- Cerutti, S., Bianchi, A. M., & Reiter, H. (2006). Analysis of Sleep and Stress Profiles from Biomedical Signal Processing in Wearable Devices, *28th International Conference of the IEEE-EMBS*, 6530-6532.
- Harada, T., Sakata, A., Mori, T., & Sato, T. (2000). Sensor Pillow System: Monitoring Respiration and Body Movement in Sleep, *Proceeding of the 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System*, 351-356.
- Hsu, Y. L., Chen, M. C., Cheng, C. M., & Wu, C. H. (2005). Development of a portable device for home monitoring of snoring, *IEEE International Conference on Systems Man and Cybernetics*, 17(4), 176-180.
- Khandoker, A. H., Gubbi, J., & Palaniswami, M. (2009). Automated scoring of obstructive sleep apnea and hypopnea events using short-term electrocardiogram recordings, *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedical*, 13(6), 1057-1067.
- Kim, J. K. (2004). Prevalence of Sleep-disordered Breathing in Middle-aged Korean Men and Women, *Am J Respir Crit Care Med*, 170, 1108-1113.
- Krug, P. (1999). Snoring and Obstructive Sleep Apnea, *AORNJ*, 69, 792-801.
- Pevernargie, D., Aarts, R. M., & Meyer, M. D. (2010). The acoustics of snoring, *Sleep Medicine Reviews*, 14(2), 131-144.
- Ronald, J., Delaive, K., Roos, L., Manfreda, J., Bahammam, A., & Kryger, M. H. (1999). Health care utilization in the 10 years prior to diagnosis in obstructive sleep apnea syndrome patients, *Sleep*, 22(2), 225-229.
- Suryawanshi, R. & Zende, A. (2010). Electronically Operated Anti-Snoring Pillo, *2010 Second International Conference on Computer Engineering and Application*, 626-628.
- Usui, T., Matsubara, A., & Tanaka, S. (2004). Unconstrained and Noninvasive Measurement of Heartbeat and Respiration Using an Acoustic Sensor Enclosed in an Air Pillow, *SICE Annual Conference in Sapporo*,

2648-2651.

Wolk, R., Shamsuzzaman, A. S. M., & Somers, V. K. (2003). Obesity, Sleep Apnea, and Hypertension, *Hypertension*, 42, 1067-1074.

Watanabe, K., Kurihara, Y., Nakamura, T., & Tanaka, H. (2010). Design of a Low-Frequency Microphone for Mobile Phone and Its Application to Ubiquitous Medical and Healthcare Monitoring, *IEEE SENSORS JOURNAL*, 10(5), 934-341.

Zhaoqin, L., Linlin, J., Wenxi, C., & Tetsu, N. (2010). Performance Assessment on Different Measurement Positions for Monitoring HR/RR during Sleep, *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 3831-3834.

원고접수 : 2011.07.27

수정접수 : 2011.08.25

게재확정 : 2011.09.09