

비정상 호흡 감지를 위한 신호 분석

김현진¹ · 김진현^{2,+}

Signal Analysis for Detecting Abnormal Breathing

Hyeonjin Kim¹ and Jinhyun Kim^{2,+}

Abstract

It is difficult to control children who exhibit negative behavior in dental clinics. Various methods are used for preventing pediatric dental patients from being afraid and for eliminating the factors that cause psychological anxiety. However, when it is difficult to apply this routine behavioral control technique, sedation therapy is used to provide quality treatment. When the sleep anesthesia treatment is performed at the dentist's clinic, it is challenging to identify emergencies using the current breath detection method. When a dentist treats a patient that is under the influence of an anesthetic, the patient is unconscious and cannot immediately respond, even if the airway is blocked, which can cause unstable breathing or even death in severe cases. During emergencies, respiratory instability is not easily detected with first aid using conventional methods owing to time lag or noise from medical devices. Therefore, abnormal breathing needs to be evaluated in real-time using an intuitive method. In this paper, we propose a method for identifying abnormal breathing in real-time using an intuitive method. Respiration signals were measured using a 3M Littman electronic stethoscope when the patient's posture was supine. The characteristics of the signals were analyzed by applying the signal processing theory to distinguish abnormal breathing from normal breathing. By applying a short-time Fourier transform to the respiratory signals, the frequency range for each patient was found to be different, and the frequency of abnormal breathing was distributed across a broader range than that of normal breathing. From the wavelet transform, time-frequency information could be identified simultaneously, and the change in the amplitude with the time could also be determined. When the difference between the amplitude of normal breathing and abnormal breathing in the time domain was very large, abnormal breathing could be identified.

Keywords: Characteristics of the signals, Abnormal breathing, Signal processing, STFT, WT

1. 서 론

유아 및 아동에게 치과 진료를 할 때 환자의 행동 조절이 어려운 경우가 많다. 이 때 소아 환자들이 공포심을 갖지 않도록

하고 환자들에게 심리적인 불안감을 유발하는 요소를 제거하기 위해 다양한 방법을 사용한다.

치과 치료 시 사용하는 행동 조절 방법은 심리적 방법, 신체적 억제법, 약물을 이용한 의식하 진정 요법, 전신마취 등으로 분류된다. 대부분의 환자는 통상적인 행동 조절 방법만으로 치료가 가능하지만 이러한 방법만으로 불충분한 경우에는 특별한 행동조절법이 요구된다. 이러한 경우 정상적인 치료를 받지 못하고 임시적인 응급치료를 받거나 신체 속박 등의 수단을 사용한다. 그러나 이러한 통상적인 행동 조절 기법으로 부정적인 행동 조절이 어려운 소아 환자들에게 양질의 치료를 제공하기 위해 부득이한 경우에 진정 요법을 사용하기도 한다. 현재 전신마취 하 치과치료를 받을 수 있는 시설을 갖춘 치과 병원이 증가하고 있으며 약제의 개발, 마취 기술의 향상으로 인해 치과 치료 시 전신 마취가 많이 시행되고 있다. 수면 마취는 환자의 움직임이 없는 상태에서 치과 치료를 진행하기 때문에 환자의 협조도와 상관없이 양질의 치과치료가 가능하다. 또한 환자에게 필요한 모든 치료를 한번에 시행할 수 있을 뿐만 아니라 의식

¹ 서울과학기술대학교 기계공학과(Department of Mechanical Engineering, Seoul National University of Science and Technology)

Dasan-building 113, Seoul National University of Science and Technology, 232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea

² 서울과학기술대학교 기계자동차공학과 (Department of Mechanical and Automotice Engineering, Seoul National University of Science and Technology)

Dasan-building 329, Seoul National University of Science and Technology, 232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea

⁺Corresponding author: jinhyun@seoultech.ac.kr

(Received : Jun. 26, 2020, Accepted : Jul. 27, 2020)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

이 없는 상태에서 치료가 진행되기 때문에 치과적 공포를 유발하지 않게 되어 향후 치과 치료에서 긍정적 태도를 유도할 수 있다[1,2].

치과에서 수면 마취 치료를 진행하면 무의식 상태인 환자는 기도가 막히더라도 즉각적으로 반응할 수 없어 호흡이 불안정해지고 심한 경우 사망에 이르기까지 한다. 이러한 사고를 미연에 방지하기 위해 수면 마취 치료 시 여러가지 방식을 통해 환자의 호흡 상태를 파악한다. 일반적으로 청진기를 이용하여 직접 청진을 하거나 환자의 산소포화도를 측정하는 방법을 사용한다. 그러나 불안정한 호흡을 감지하는 이러한 방법들은 시간 지연이 발생하거나 진료 장비의 소음으로 인해 긴급 상황 발생 시 신속한 대응이 불가능하고 응급처치에 어려움이 있다. 따라서 기존의 방식보다 직관적인 방식을 통해 비정상적인 호흡을 실시간으로 판별할 필요가 있다.

청진을 통해 비정상적인 호흡을 발견할 수 있는 것은 정상적인 호흡과 구별할 수 있는 특성이 존재하기 때문이다. 정상 호흡과 비정상 호흡의 각 특성을 파악하고 구분이 가능하다면 치과 진료 시 발생할 수 있는 비정상 호흡을 실시간으로 판별해 낼 수 있으며 즉각적인 대응이 가능할 것이다.

본 논문에서는 호흡 신호를 분석하여 정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 파악하고 이를 구분할 수 있는 분류 기준을 마련하고자 한다. 비정상 호흡이 나타나는 환자들의 호흡을 녹음한 후 신호 처리를 통해 비정상 호흡과 정상 호흡을 구분하였다. 다양한 신호처리 이론을 바탕으로 MATLAB, Python 등의 프로그램 사용하여 호흡 데이터 분석을 수행하였다. 각 환자의 호흡 특성을 파악하고 정상 호흡과 비정상 호흡의 차이를 비교하였다. 이를 바탕으로 정상 호흡과 비정상 호흡을 비교하고 특성을 분류함으로써 치과 마취 치료 시 발생하는 비정상 호흡을 실시간으로 판별할 수 있을 것이다.

2. 연구내용

2.1 호흡 데이터 수집

2.1.1 호흡 데이터 수집 방법

호흡음을 분석하기 위해서 먼저 각 호흡음에 대한 특성을 파악해야 하며 이를 위해 충분한 양의 데이터 세트를 확보하는 것이 매우 중요하다. 호흡음은 일정하게 반복되지 않고 비정상성(non-stationary)을 가진 신호이므로 데이터 수집을 위한 센서 배치나 신호처리 방법의 차이로 인해 특징 분석의 결과가 달라질 수 있다[3,4].

청진 시 호흡 측정은 주로 흉벽과 기도에서 이루어진다. 호흡음의 고주파 성분은 2 kHz까지 분포하는데 흉벽에서 측정하는 경우 호흡음이 폐 조직에 흡수되기 때문에 주파수가 증가할수록 신호가 감쇠하는 경향이 있다[5]. 따라서 흉벽보다는 기도에



Fig. 1. How to collect respiratory sounds.

Table 1. Specifications of digital stethoscope

	Mode	Amplify	Emphasize
1	Bell	20 ~ 1000 Hz	20 ~ 200 Hz
2	Diaphragm	20 ~ 2000 Hz	100 ~ 500 Hz
3	Extended	20 ~ 1000 Hz	50 ~ 500 Hz

서의 호흡음을 측정하는 것이 컴퓨터를 이용한 호흡 분석에 용이할 것이라고 판단하였다.

호흡 데이터는 주변 소음을 최소화 한 상태에서 Fig. 1과 같이 환자가 위를 향해 누워있는 자세(Supine)를 취하도록 한 후 환자의 왼쪽 우각부에 청진기(3M Littman electronic stethoscope)를 부착하여 측정 및 녹음을 진행하였다. 청진기의 스펙은 Table 1과 같다. 녹음 시 주변 소음을 최소화하고 청진기로 환자 몸을 세게 누르면 인공 음이 들릴 수 있으므로 피부에 살짝 접촉할 정도로 청진기를 접촉시켜 측정하였다.

2.1.2 데이터 수집 대상

호흡 데이터는 비정상 호흡음이 발생하는 20~40세 성인 남성 및 여성 환자 10명을 대상으로 수집하였으며 각 환자 별 특징은 Table 2와 같다.

Table 2. Patient specific characteristics

Patient	Age	Gender	Oral respiration	Snoring
1	22	Female	X	X
2	22	Female	X	X
3	29	Male	X	X
4	28	Female	O	X
5	28	Female	X	X
6	30	Female	X	X
7	30	Male	X	O
8	39	Female	X	X
9	27	Female	O	X
10	29	Male	X	X

2.2 호흡 분석을 위한 신호 처리 기초 이론

2.2.1 음향 신호의 특성

음향 신호는 하나 이상의 주파수 성분을 포함하고 있으며 하나의 신호를 다양한 관점에서 분석할 수 있다. 음향 신호를 분석하는데 사용되는 대표적인 기법인 Fourier Transform (FT) 를 사용하면 시간 영역의 신호를 주파수 영역에서 관찰할 수 있다. 시간 영역에서는 신호의 파형, 세기, 주기성 등을 파악할 수 있고 실시간 정보를 포함하고 있어 시간에 따른 진폭의 변화를 알 수 있다. 주파수 영역에서는 신호의 주파수 분포를 파악할 수 있으며 진폭을 통해 신호에 주파수가 포함된 정도를 알 수 있다.

2.2.2 데이터 전처리

음향 신호는 아날로그 신호이므로 샘플링과 양자화를 통해 디지털 신호로 변환해야 한다. 샘플링을 통해 연속 신호인 아날로그 신호를 이산 신호로 변환하고 양자화를 통해 디지털 신호로 변환한다. 신호를 변환하는 과정에서 데이터 손실을 최소화하기 위해 나이퀴스트 이론을 적용하여 데이터 전처리를 수행하였다.

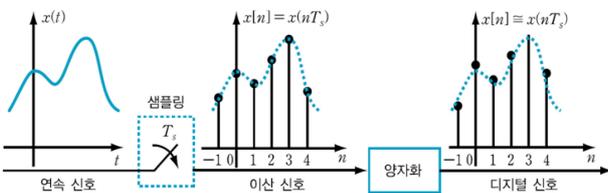


Fig. 2. Signal conversion process[6].

2.2.3 신호 분석 방법

정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 파악하기 위해 다양한 신호 처리 방법을 이용하여 호흡 신호의 특징을 추출할 수 있다. 비정상 호흡이 나타나는 구간을 판별하기 위해서는 정상 호흡과 비정상 호흡을 구별할 수 있는 뚜렷한 특징을 파악해야 한다. 또한 환자에 따라 호흡음이 다르므로 각 환자 별로 호흡의 특징을 파악할 필요가 있다. 본 논문에서는 다양한 신호 분석 방법 중 FFT, STFT, WT를 사용하여 비정상 호흡음이 나타나는 환자의 호흡을 분석하였다.

2.2.3.1 Fast Fourier Transform (FFT)

시간 영역의 신호를 주파수 영역의 신호로 변환할 수 있는 방법이다. FFT를 적용하면 신호의 주파수 구성요소를 파악할 수 있다. 신호에 각 주파수가 포함되어 있는 정도를 파악할 수 있으나 전체 신호를 대상으로 변환하기 때문에 주파수 성분이 각각 어느 시점에 존재하는지 알 수 없다[7].

2.2.3.2 Short Time Fourier Transform (STFT)

시간에 따라 주파수 성분이 변하는 신호의 시간 영역 정보를 효율적으로 분석하기 위한 방법이다. 신호에 윈도우 함수를 적용하여 임의의 길이로 짧게 나누고 고정된 윈도우를 일정하게 이동시키며 각 구간에서 FFT를 계산한다. 시간과 주파수 2개 축으로 그래프가 이루어져 있어 임의의 시점에서의 주파수 성분을 알 수 있다. 비정상성을 가진 신호를 분석하는데 유용하다 [8]. 따라서 시간에 따라 특성이 변하는 호흡 신호를 분석하는데 STFT를 이용하였다. STFT를 적용하면 신호를 시간과 주파수의 2차원 공간으로 표현 가능하고 신호의 시간-주파수 분포를 동시에 파악하여 특정 시점에서의 주파수 분포와 성분을 비교할 수 있다. 색상 차이를 통해 주파수 변화를 시각적으로 파악할 수 있으나 고정된 윈도우를 사용하므로 주파수 분해능이 떨어지는 문제점이 있다[9].

2.2.3.3 Wavelet Transform (WT)

신호를 각각 다른 해상도를 가진 주파수로 분해할 수 있는 방법이다. 크기가 다른 여러 개의 윈도우를 사용하여 신호를 다중 해상도로 분석할 수 있다. 임의의 순간에 발생하는 특정 스펙트럼 성분을 알 수 있다. 전체적으로 비교적 낮은 주파수를 가지고 있으며 단시간에 상대적으로 높은 주파수를 가지는 신호에 적합한 방식이다[9]. 호흡 신호는 대체적으로 저주파 신호이며 비정상 호흡은 상대적으로 고주파 신호이므로 WT를 사용하면 정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 비교하는데 유용할 것이라고 판단하였다.

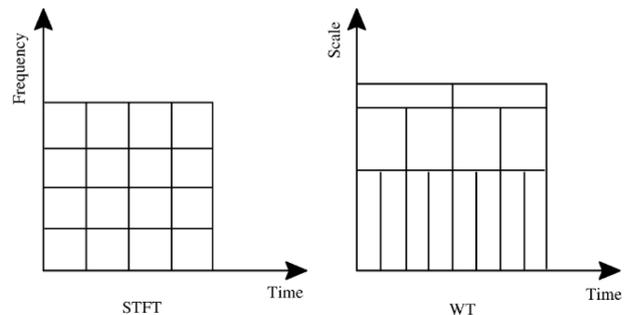


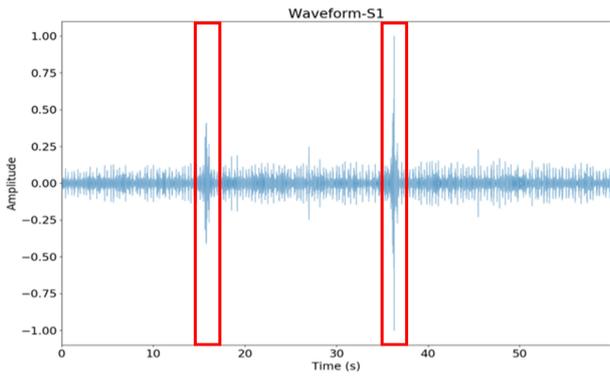
Fig. 3. Comparison the signal resolution between STFT and WT[9].

3. 결과 및 고찰

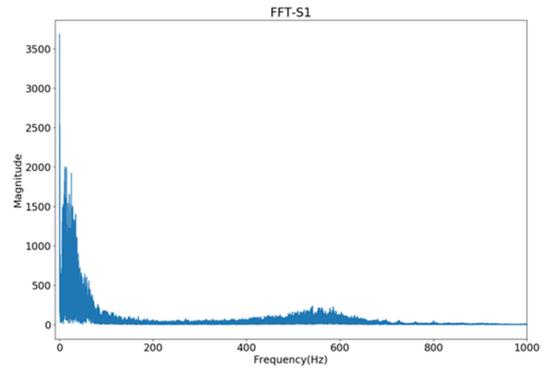
본 논문에서는 Table 2에서 측정된 환자 10명의 데이터 중 환자 1과 환자 3, 환자 7의 데이터를 중심으로 분석 결과를 비교하였다.

3.1.1 시간영역에서의 호흡 신호

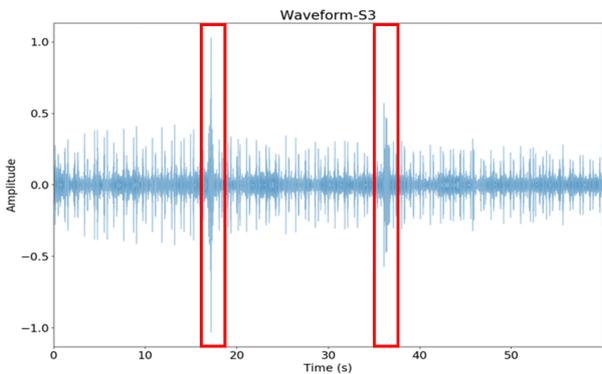
치과 진료 시 의료진들은 청진음이 갑자기 변화하면 비정상 호흡으로 인지한다. 시간에 따른 호흡 신호의 진폭 변화를 청진



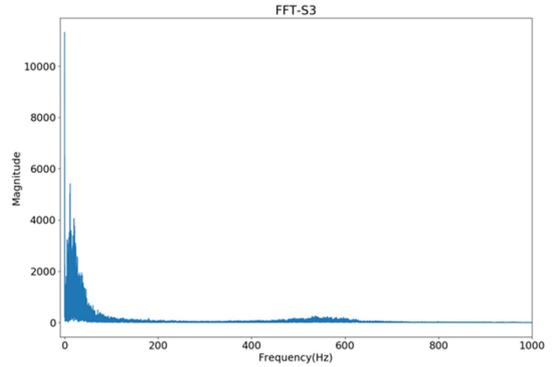
(a)



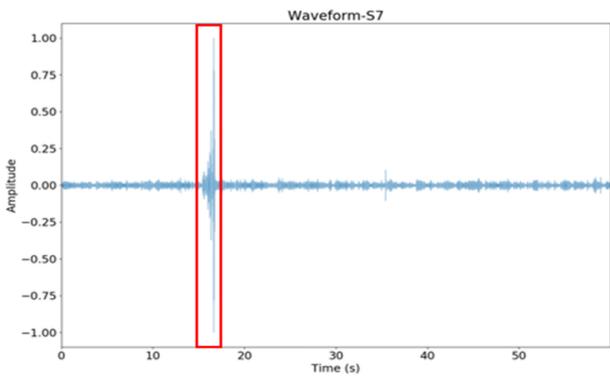
(a)



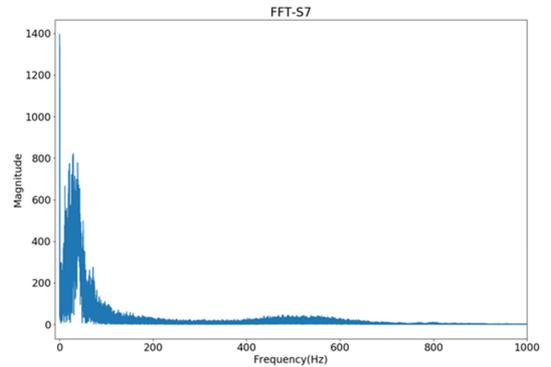
(b)



(b)



(c)



(c)

Fig. 4. Respiratory signal of time-domain ; (a) Sample 1, (b) Sample 3, (c) Sample 7

음과 비교하여 정상 호흡과 비정상 호흡을 시각적으로 구분하였다. 일정한 주기로 호흡이 반복되었으며 비정상 호흡이 발생했을 때 진폭이 크게 변화하는 것을 알 수 있다.

3.1.2 FFT를 적용한 호흡음 분석

환자 10명의 호흡 데이터를 수집하여 호흡 신호의 파형, 세기, 주기성을 파악하고 시간 영역의 신호에 FFT를 적용하여 신호의

Fig. 5. Respiratory signal analysis with FFT ; (a) Sample 1, (b) Sample 3, (c) Sample 7

주파수 성분과 각 주파수 별로 신호가 포함된 정도를 확인하였다. 일반적으로 정상 호흡은 200 Hz 이하에 존재하며 400~800 Hz에서 비정상 호흡이 발생한다[10]. 하지만 Fig. 5에서 확인할 수 있듯이 FFT를 통해 호흡 신호를 주파수 영역에서 관찰한 결과만으로 정상 호흡과 비정상 호흡의 주파수 영역을 구분하기 어렵다.

3.1.3 STFT를 적용한 호흡음 분석

비정상성을 가진 신호인 호흡음은 시간에 따라 신호의 특성

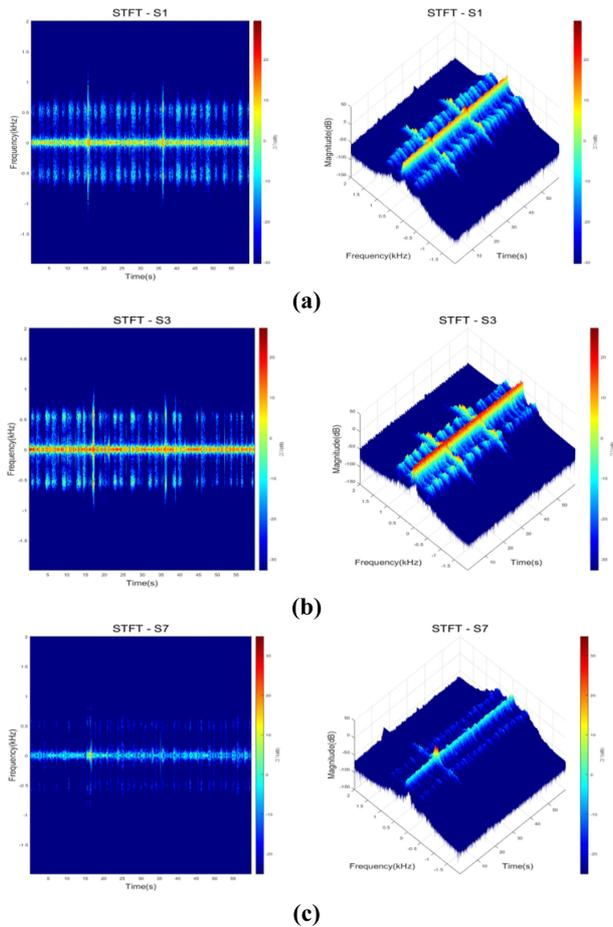


Fig. 6. Respiratory signal analysis with STFT ; (a) Sample 1, (b) Sample 3, (c) Sample 7

이 계속해서 변화하기 때문에 전체 신호를 대상으로 분석하는 FFT만으로는 각 주파수 성분이 어느 시점에 존재하는지 파악할 수 없다. 이러한 특성 때문에 FFT만으로 비정상 호흡이 존재하는 시점과 정상 호흡과 비정상 호흡의 주파수 범위를 확인하기 어려우므로 STFT를 적용하여 호흡을 분석해보았다. Fig. 6은 수집한 각 환자의 호흡 데이터에 카이저 윈도우 (Kaiser Window)를 사용하여 일정한 시간 간격으로 윈도우를 이동시키며 호흡을 분석한 결과이다. STFT를 적용하고 주파수 범위를 ± 2 kHz로 정규화 하였다. 각 환자의 호흡 주기 별로 주파수 분포가 비교적 일정하다가 비정상 호흡 시 변화가 나타나는 것을 확인할 수 있다.

환자1의 호흡 측정 시 15초, 36초 부근에서 비정상 호흡이 발생하였으며 Fig. 6-(a)에서 이를 확인할 수 있다. Fig. 6-(b)는 환자 3의 호흡에 대한 STFT 결과이며 16초, 37초 부근에서 비정상 호흡이 발생하였다. Fig. 6-(c)는 환자 7의 호흡에 대한 STFT 결과이며 16초 부근에서 비정상 호흡이 발생하였다. 세 경우 모두에서 비정상 호흡은 정상 호흡에 비해 높은 주파수 범위에 분포함을 알 수 있다.

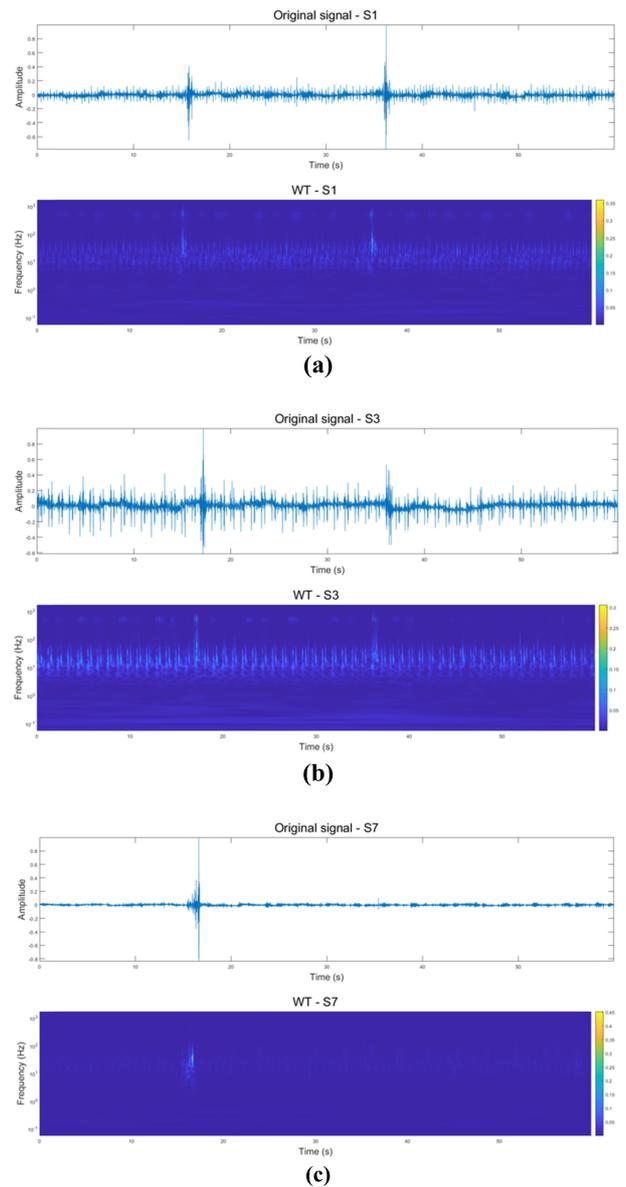


Fig. 7. Respiratory signal analysis with WT ; (a) Sample 1, (b) Sample 3, (c) Sample 7

3.1.4 WT를 적용한 호흡음 분석

정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 다양한 방식으로 파악하기 위해 WT를 적용하여 호흡음을 분석하였다. WT를 이용하면 호흡 신호에 윈도우 크기를 다양하게 적용할 수 있어 다중 해상도로 관찰이 가능하다. Fig. 7은 MATLAB에서 환자 1, 환자 3, 환자 7의 호흡 신호에 WT를 수행한 결과이다. WT를 사용하여 시간-주파수 정보를 동시에 파악할 수 있으며 시간에 따른 진폭 변화도 확인할 수 있다. Fig. 7에서 비정상 호흡이 나타나는 시간 구간과 해당 주파수를 확인할 수 있다. Fig. 7-(c)와 같이 시간 영역에서의 정상 호흡과 비정상 호흡의 진폭 차이가 매우 클 때에는 비정상 호흡을 더욱 명확하게 확인할 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 호흡 시 비정상적인 호흡음이 나타나는 환자 10명의 실제 호흡을 녹음 후 분석하여 정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 파악하고 그 차이를 비교하고자 하였다. 신호처리 이론을 바탕으로 MATLAB, Python과 같은 프로그램을 통해 비정상 호흡음이 발생하는 환자의 호흡을 분석하고 각 환자 별로 호흡 특성을 비교하였다. 시간 영역에서는 시간에 따른 신호의 파형 변화를 관찰할 수 있었으며 호흡의 대략적인 주기를 알 수 있었다. FFT를 적용하여 신호를 주파수 영역에서 관찰한 결과 전체 호흡 신호의 주파수 성분과 그 성분이 포함된 정도를 파악할 수 있었다. 그러나 정상 호흡과 비정상 호흡이 어떤 주파수 범위에 존재하는지 파악하기 어려웠으며 비정상 호흡이 발생하는 시간 정보가 드러나지 않는 문제가 발생하였다. 이를 보완하기 위해 신호의 시간-주파수 정보를 동시에 파악할 수 있는 STFT를 신호에 적용하여 분석하였다. 그 결과 비정상 호흡이 발생하는 주파수 범위와 시간을 색상 차이를 통해 시각적으로 파악할 수 있었으며 각 환자 별로 주파수 범위에 차이가 있으나 대체적으로 비정상 호흡의 주파수가 정상 호흡의 주파수보다 고주파 범위에 분포하는 것을 확인할 수 있다. WT를 적용했을 때 시간 영역에서의 정상 호흡과 비정상 호흡의 진폭 차이가 매우 큰 경우에는 비정상 호흡이 발생하는 시간이 가장 명확하게 나타났으나 정상 호흡과 비정상 호흡의 진폭 차이가 적은 경우에는 판별하기가 어려웠다. 이와 같은 결과를 통해 알 수 있듯이 환자에 따라 호흡 특성이 다르기 때문에 정상 호흡과 비정상 호흡의 특성을 통계적으로 비교할 필요가 있다. 그러나 환자 10명의 호흡 데이터만으로는 통계적 분석을 하기에 한계가 있다. 또한 환자 4와 환자 9는 구호흡, 환자 7은 코골이가 있는 환자이므로 구호흡 유무와 코골이 유무에 따른 호흡을 비교할 수 있을 것이라고 판단하였으나 호흡 데이터가 적어 비교가 불가능하였다. 따라서 충분한 양의 데이터 세트를 확보한 후 정상 호흡과 비정상 호흡의 차이를 뚜렷하게 구분할 수 있다면 실시간으로 비정상 호흡을 검출할 수 있을 것이라고 판단한다.

감사의 글

이 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비의 지원으로 수행되었습니다.

REFERENCES

- [1] H. S. Um and H. B. Yoon, "The use of deep sedation for the dental management of pediatric patients with definitely negative behavior", *J. Korean Acad. Pediatr. Dent.*, Vol. 25, No. 4, pp. 710-716, 1998.
- [2] H. Lee, A. Jo, E. J. Kim, J. Kim, and T. Jeong, "Dental treatment under general anesthesia in department of pediatric dentistry at pusan national university dental hospital", *J. Korean Assoc. Disabil. Oral Health*, Vol. 14, No. 1, pp. 1-6, 2018.
- [3] M. J. Murphy and S. Dieterich, "Comparative performance of linear and nonlinear neural networks to predict irregular breathing", *Phys. Med. Biol.*, Vol. 51, No. 22, pp. 5903-5914, 2006.
- [4] R. Palaniappan, K. Sundaraj, N. U. Ahamed, A. Arjunan, and S. Sundaraj, "Computer-based Respiratory Sound Analysis: A Systematic Review", *IETE Tech. Rev.*, Vol. 30, No. 3, pp. 248-256, 2013.
- [5] N. Gavriely, Y. Palti, and G. Alroy, "Spectral characteristics of normal breath sounds", *J. Appl. Physiol.*, Vol. 50, No. 2, pp. 307-314, 1981.
- [6] C. H. Lee, *Significant signals and systems (Korean Edition)*, Hanbit Academy, Korea, pp.413-555, 2015.
- [7] V. K. Ingle and J. G. Proakis, *Digital Signal Processing using MATLAB*, CENGAGE Learning, 2007.
- [8] S. Hwang Bo, S. Y. Chun, S. Y. Gang and C. S. Lee, "Lighting Control using Frequency Analysis of Music", *J. Korea Multimed. Soc.*, Vol. 16, No. 11, pp. 1325-1337, 2013.
- [9] A. Kandaswamy, C.S. Kumar, R.P. Ramanathan, S. Jayaraman, and N. Malmurugan, "Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients", *Comput. Biol. Med.*, Vol. 34, No. 6, pp. 523-37, 2004.
- [10] S. A. Taplidou and L. J. Hadjileontiadis, "Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds" *Comput. Biol. Med.*, Vol. 37, No. 8, pp.1073-1083, 2007.