

Z-Domain에서의 신호해석을 활용한 호흡상태 분류

김 주 오^{*}, 이 덕 우[°]

Classification of Respiratory States Based on Signal Analysis in Z-Domain

Ju O Kim^{*}, Deokwoo Lee[°]

요약

본 논문은 인간의 호흡상태를 분류하는 것에 초점을 맞추고 있다. 호흡 신호는 인간의 건강을 나타내는 가장 중요한 지표들 중 하나로 사용되어 왔다. 현대에 들어 무호흡 상태로 인한 질병을 가진 환자들이 늘고 있으며, 이에 따라 인신의 호흡 상태에 대한 연구중 하나인 호흡 신호 분류에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다. 본 논문에서는 Z-영역에서 호흡 신호를 분류하는 방법을 제시한다. 현재의 주어진 호흡 상태가 제공된 상황에서, 본 논문에서는 다음에 입력으로 들어오는 호흡신호의 상태를 분석한다. Z-영역에서 영점(zero)과 극점(pole)의 위치 분포는 다음 단계에 입력으로 들어온 새로운 호흡 상태에 대한 정보를 제공해 준다. 본 논문에서 제안된 방법은 실제 환경에 적용하기에 쉬우며, 광대역 레이더 센서를 활용하여 간편하게 호흡신호를 획득할 수 있다. 제안된 방법은 주로 두 가지의 호흡 상태(정상과 비정상)를 분류하며, 실험을 통해 제안된 방법이 호흡상태를 분류하기에 적합하다는 것을 보였다.

키워드 : 호흡신호, Z변환, 신호처리, 광대역 레이더 센서, 호흡상태, 분류

Key Words : Respiration signal, Z transform, Signal processing, UWB radar sensor, Respiratory states, Classification

ABSTRACT

This paper focuses on classifying respiratory states of humans. Breathing signals have been considered one of the most important indicators of human health. More and more people have been sleeping in apnea these days, leading to performing studies about respiratory states of human, classification of breathing signals. In this paper, we propose the approach for a classification of respiratory signal in Z-domain. Given a known respiratory state, our method can determine the state of the next person. Distribution of locations of zeros and poles in Z-domain provide information about respiratory state of the current person given the state of the previous person. The proposed method is simple to apply to the actual environment and acquisition of respiration using UWB(ultra wide band) radar sensor is simple to be manipulated. The proposed method shows that binary classification, normal and abnormal respiration, can be reasonably achieved.

* 이 논문은 2020년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 정보통신기획평가원의 지원을 받아 수행된 연구임 (2016-0-00564, 사용자의 의도와 맥락을 이해하는 지능형 인터랙션 기술 연구개발).

° First Author : Keimyung University Department of Computer Engineering, monkey4650@kmu.ac.kr, 학생(석사), 학생회원

Corresponding Author : Keimyung University Department of Computer Engineering, dwoolee@kmu.ac.kr, 조교수, 정회원
논문번호 : 202008-197-D-RN, Received August 18, 2020; Revised September 17, 2020; Accepted September 21, 2020

I. 서 론

수면무호흡증 또는 수면무호흡증후군이라고 불리는 수면장애 호흡은 수면 중 무호흡과 과호흡이 반복되는 것이 특징이다. 10초 이상 기류가 정지하는 것을 일컫는 무호흡증은 호흡기의 작용이 끊겼을 때 치명적이다. 기류가 끊겼는데도 호흡기 노력이 지속되면 무호흡증은 폐쇄성 폐질환이다. 호흡저하 (Hypopneas)는 유사하게 분류되며, 극소수 시간 동안 공기 흐름은 감소하지만 부재하지는 않는다는 점에서 무호흡과 다르다^[1]. 폐쇄성 수면무호흡증후군 (Obstructive sleep apnea syndrome)은 수면 시간 당 최소의 폐쇄성 수면무호흡증(obstructive apneas) 및 호흡저하 (hypopnea)의 존재와 호흡기 장애로 인한 정신적 또는 신체적 영향의 존재에 의해 정의된다^[2]. 연구들마다 신드롬을 규정하는 시간당 무호흡증이나 호흡저하의 수에 대해 서로 다른 최소한의 기준을 사용한다. 이러한 기준들 중에서는 시간당 5개의 수면 무호흡, 시간당 10개의 수면 무호흡, 그리고 시간당 10개의 수면 무호흡 또는 호흡 저하의 조합이 되어 왔으며, 후자의 정의는 현재 일반적으로 사용되고 있다. 최소 5개의 무호흡-고호흡 지수 (apnea-hypopnea index)로 정의되는 수면장애 호흡 유병률은 성인 남성의 24%, 성인 여성의 9%로 추정되며, 30~60세 연령의 고용된 개인의 동세대분석에서 폐쇄성 수면무호흡증 (Obstructive Sleep Apnea Syndrome) 유병률은 남성의 4%, 여성의 2%이다^[3]. 추정치는 남성이 28% - 67%, 여성이 20% - 54%로 나타났다^{[4],[5],[6]}. 노인에서 이러한 숫자의 중요성과 무호흡이 병리학적 중요성 없이 발생하는 빈도는 아직 결정되지 않았다. 폐쇄성 수면무호흡증의 잠재적인 건강 영향은 고혈압, 심근경색, 뇌졸중 등 심혈관 질환, 우울증, 인지장애 등 과도한 주간 졸음 (Excessive daytime sleepiness) 및 상해와 관련된 신경정신과 문제, 과도한 주간졸음에 의한 사고에 대한 부차적인 문제 등이다^[7-10]. 사망률 증가도 보고되었다. 폐쇄성 수면무호흡증은 심혈관 기능을 손상시키는 다양한 병생리학적 변화와 관련이 있는데^[11], 여기에는 혈중 염증 표지가 증가하고 수면 중 혈압이 반복적으로 상승하는 것이 포함된다. 폐쇄성 수면무호흡증이 고혈압, 뇌졸중, 심근경색, 조기 사망의 발달을 촉진한다는 증거가 증가하고 있다^[12]. 그러나, 폐쇄성 수면 무호흡증은 비만과 강하게 연관되어 있고 따라서 다른 많은 비만 관련 질병들과도 관련이 있기 때문에, 이러한 연관성이 다른 확립된 원인이 아닌 수면 무호흡에 의해 발생한다는 명확한 증거를 제시하기 어려웠다. 폐쇄성 수

면무호흡증과 사망 위험 사이의 연관성에 대한 더 나은 이해는 공공 보건의 중요성이 크다^[13]. 중년 남성의 약 25%, 중년 여성의 9%가 수면 중에 호흡을 멈춘다는 연구결과가 시간당 5회 나왔다. Obstructive Sleep Apnea Syndrome(폐쇄성 수면무호흡증)의 나타날 수 있는 주요 위험 요인인 비만이라는 점을 고려할 때 Obstructive Sleep Apnea Syndrome(폐쇄성 수면무호흡증)이 증가하고 있을 가능성이 높다. 따라서 매우 일반적인 조건으로서 수면 무호흡이 병인과 사망률에 미치는 작은 영향도 중요할 것이다. 폐쇄성 수면무호흡증의 사망률과 독립적으로 연관시킨 이전의 보고들은 모두 수면 클리닉에 언급된 환자에 기초했다. 이러한 연구에서 자주 인용되는 2개의 연구는 심각한 수면 무호흡증이 심혈관 사망에 대한 독립적 위험 인자 (이상비 2.87, 95% CL 1.17, 7.51)라는 것을 보여주었다^[14]. 다른 연구에서는 무수면 무호흡과 비교하여 수면 무호흡이 모든 원인 사망률 또는 사고 뇌졸중의 복합적인 종말점에 대한 독립적 위험 인자(위험비율 1.97, 95% CL 1.12, 3.48)라는 것을 발견했다^[15]. 수면장애로 인식되는 수면 무호흡증은 한국에서는 진단 코드를 가지고 있는 질병으로 분류된다. 건강에 치명적인 질병임에도 불구하고 최근에서야 사람의 몸에서 얻을 수 있는 정보중에서 호흡 신호에 대한 연구가 증가하고 있는 추세이다. 본 논문에서는 호흡 신호를 측정하고 정상 호흡과 비정상 호흡을 분류하는 새로운 방법을 제시한다. 신호를 분석하기 위한 단에서 잡음제거와 같은 전처리 과정이 필요하고 신호를 다른 형태로 변환하는 과정이 필요로 한다. 잡음제거 등을 포함한 신호의 전처리 과정이 완료된 호흡신호는 Z-영역에서 분석된다. 본 논문에서는 주어진 현재의 호흡상태에 대해서, 다음에 획득되는 신호의 상태를 Z-변환을 활용하여 판단한다. 즉, 주어진 호흡신호를 $A(t)$ 라 하고, 이 신호에 대한 상태는 주어진다고 가정한다. 그리고 나서 새로운 신호 $B(t)$ 가 입력으로 들어올 경우, 각 신호를 Z-변환하여 $A(z)$ 와 $B(z)$ 를 계산한다. 주어진 신호에 대해 새롭게 들어오는 신호 $B(t)$ 에 의해 $A(z)/B(z)$ 는 극점과 영점의 위치 분포를 변화 시킨다. 이 변화를 기반으로 호흡 상태를 판단하고 분류하며 본 논문에서는 이 점에 착안하여 호흡신호의 상태를 분석하고 분류하고자 한다. 지난 수십여년간 호흡 신호를 활용하여 인간의 건강상태를 파악하는 연구는 임상의학 분야뿐 아니라 공학분야, 특히 신호처리 분야에서 활발히 연구되었다. 호흡신호는 체온, 혈압, 맥박 등과 함께 주요 생체신호로 알려져 있다. 호흡신호를 측정하는 방법은 크게 두가지로

나누어 볼 수 있으며, 접촉식과 비접촉식으로 나뉜다. 본 논문에서 수행하는 레이더 센서를 활용한 비접촉식 호흡 측정에 기반을 두고 있다. 획득한 신호는 시간에 따라 측정되지만, 시간영역이 아닌 다른 영역에서 해설할 경우 더 효율적인 결과를 얻는 것이 가능하다. 신호변환에는 푸리에 변환(Fourier transform), 웨이블렛 변환(Wavelet transform), 라플라스 변환(Laplace transform)과 Z-변환(Z-transform) 등이 있다^[16]. 푸리에 변환(Fourier transform)은 시간 영역에서 표현되는 신호를 주파수 영역에서 표현한다. 푸리에 변환은 신호를 주파수 영역에서 분석할 수 있다는 장점이 있지만, 단점으로는 모든 시간에서의 주파수 분포를 표현하기에 원하는 시간에서의 주파수 분포를 알기 힘들다는 점이 있다. 단점을 해결한 변환으로 국소시간 푸리에 변환(short-time Fourier transform, STFT), 웨이블렛 변환(Wavelet transform)이 있다. 이 두 변환은 특정 시간 구간에 따른 신호의 주파수 분포를 확인함으로서 주파수 해석을 할 수 있다는 장점이 있다^{[17][18]}. 본 논문에서는 호흡신호를 Z-영역에서 표현하고, 영점과 극점의 위치 분포 정보를 활용하여 호흡신호를 분류한다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 Z-변환에 대한 간단한 소개를 하고 3장에서는 본 논문에서 제안하는 호흡신호 분류에 대한 내용을 설명한다. 4장에서는 본 논문에서 제안한 방법을 실험결과로 보여주고 5장에서 결론을 제시한다.

II. 서 론

이산시간에서 정의된 신호 $x[n]$ 의 Z-변환은 다음과 같은 맥급수(power series)로 표현할 수 있다.

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]z^{-n} \quad (1)$$

식(1)에서 z 는 복소수이므로 $X(z)$ 는 복소 평면에서 정의된다. 식(1)을 Z-변환이라 정의하고, $X(z)$ 로부터 $x[n]$ 을 구하는 과정을 Z-역변환이라고 부른다. 식(1)에서 보듯 Z-변환은 시간 영역에서 표현된 신호를 z^{-1} 에 대한 다항식이나 또는 분모나 분자가 다항식으로 구성된 유리 함수의 형태로 표현한다. Z-변환은 무한급수이므로 급수가 수렴하는 영역에서만 그 값이 존재하고 그렇지 않은 경우 Z-변환 자체가 존재하지 않게 된다. $X(z)$ 가 유한한 값을 갖는 모든 z 값을 $X(z)$ 의 수렴영역(region of convergence)이라고

한다. 일반적인 입력, 출력, 시스템 함수의 관계는 아래와 같이 표현된다.

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{k=\infty} x(k)h(n-k) = x(n)*h(n) \quad (2)$$

푸리에 변환과 비슷하게 Z-변환을 활용할 경우 식(2)를 더 간단하게 표현할 수 있으며, 아래와 같이 쓸 수 있다.

$$Y(z) = X(z)H(z) \quad (3)$$

식(3)은 식(2)의 컨볼루션 연산을 곱 연산으로 바꾼 것이다. 여기서 $Y(z)$ 와 $X(z)$ 는 각각 출력신호 $y(n)$ 과 입력신호 $x(n)$ 의 Z-변환이고, $H(z)$ 는 시스템의 임펄스 응답 $h(n)$ 의 Z-변환이다. 이때 $H(z)$ 를 시스템의 전달 함수라고 정의했으므로 정리를 하면 아래의 식(4)가 된다.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} \quad (4)$$

이 시스템 전달 함수는 입력과 출력의 관계를 유일하게 표현해 주고, 이 결과로부터 시스템의 다양한 특성을 도출해 낼 수 있다.

III. 제안하는 방법

이 장에서는 기존의 호흡을 비정상 호흡과 정상 호흡으로 분류하는 새로운 방법을 제시한다. 호흡신호의 획득은 UWB 레이더를 사용하고, 레이더와 흥부 사이의 거리의 변화를 기반으로 호흡신호를 표현한다. 기존의 주로 사용되던 푸리에 변환을 통한 호흡 분류과정에서 검출하지 못하는 문제를 해결하기 위해 z-변환을 사용한다. 식 (1)을 풀어서 표현할 경우 식 (5)와 같다.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{n=-\infty}^{n=\infty} Y[n]z^{-n}}{\sum_{n=-\infty}^{n=\infty} X[n]z^{-n}} \quad (5)$$

식(5)는 식(4)를 확장한 것으로 본 논문에서 사용되는 식의 기본 형식이며 본 논문에서는 간단하게 $Y(z)/X(z)$ 로만 표현한다. 이 형식을 기반으로 하여

표 1. 호흡상태 분류를 위한 신호의 조합

Table 1. Combination of respiration signals for a classification

	A(z)	B(z)
Case 1	Normal	Normal
Case 2	Normal	Abnormal
Case 3	Abnormal	Normal
Case 4	Abnormal	Abnormal

호흡 신호 분류 및 상태 분석을 수행한다. 제안하는 방법에서 필요한 호흡신호의 상태 비교군은 모두 4개의 조합으로 구성되어 있다. 그 조합은 표 1과 같다.

표 1에서 나타나듯이, 본 연구에서는 총 4개의 경우에 대한 실험을 수행한다. 첫 번째 경우(Case 1)는 주어진 현재 호흡 A(z)이 정상일 때, 이 다음에 입력되는 호흡신호 B(z)가 정상일 경우이다. 두 번째 경우(Case 2)는 주어진 현재 호흡 A(z)이 정상일 때, 이 다음에 입력되는 호흡신호 B(z)가 비정상일 경우이다. 이와 비슷하게 Case 3와 Case 4에 대해 설명 할 수 있다. Case 1부터 Case 4 까지에 대한 수식은 표 2처럼 표현 할 수 있다.

표 2에서 나타난 $H_1(z)$, $H_2(z)$, $H_3(z)$, $H_4(z)$ 에서 얻을 수 있는 영점의 위치와 극점의 위치를 이용하여 폴-제로 플롯(pole-zero plot)을 만들어 호흡 상태를 분류한다. Z-변환에서 영점과 극점의 위치는 신호의 안정성(stability)의 판단에 도움을 준다. 특히 극점의 위치가 단위원 내부에 있는지 여부는 시스템의 안정성이 있어서 중요한 정보가 된다. 본 논문에서 획득한 호흡신호는 두 종류이다. 이 중 정상호흡 신호는 대체로 안정적인 진폭의 변화를 보이게 되고, 호흡이 점차 안정적으로 이루어 지면서 좀 더 정현파와 비슷

표 2. 호흡상태의 조합에 대한 시스템 함수

Table 2. System function for each combination of respiratory states

	System Function
Case 1	$H_1(z) = \frac{A_N(z)}{B_N(z)}$
Case 2	$H_2(z) = \frac{A_N(z)}{B_A(z)}$
Case 3	$H_3(z) = \frac{A_A(z)}{B_N(z)}$
Case 4	$H_4(z) = \frac{A_A(z)}{B_A(z)}$

한 상태의 신호를 발생시킨다. 본 논문에서는 Z-domain에서 호흡신호를 분석함으로서 호흡의 상태

를 분류한다. 즉 $H_1(z) = \frac{A_N(z)}{B_N(z)}$,

$H_2(z) = \frac{A_N(z)}{B_A(z)}$ 를 비교하였을 때 정상호흡이 들어

오면 zero와 pole이 단위원을 형성하지 않으며 원점을 기준으로 멀어지는 지점이 생기고 비정상호흡이 들어 오면 zero와 pole들이 단위원을 형성하며 원점에서 분포하는 점들이 발생한다 이를 구분하는 방법은 단위원을 넘어서는 zero나 pole이 생성되고 단위원이 생기지 않는다면 정상호흡으로 분류하고 그렇지 않은경우에는 비정상 호흡이라 판단한다. 정현파 신호를 Z-변환 할 경우 극점의 위치는 단위원 상에 있다. 반면에 비정상 호흡을 나타내는 신호는 안정적인 정현파 신호가 아니라 진폭의 변화가 불규칙적이고, 무호흡이 발생할 경우에 레이더와 흥부 사이의 거리 변화는 서서히 감소하여 거의 0이 된다. 이러한 경우 획득하는 데이터 신호는 Z-변환을 할 경우 극점의 위치는 정상호흡 신호의 경우와 다른 분포를 보인다. 다음 장에서는 획득한 호흡신호들을 조합하여 Z-변환을 수행한 후 극점과 영점의 위치에 기반하여 호흡 상태를 분류하는 실험을 수행하고 그 결과를 분석한다.

IV. 실험 결과 및 고찰

실험을 위해 UWB 레이더인 Novelda X4(레이더 모듈)를 사용하여 호흡 신호를 측정하였다. 이 센서는 비접촉식 호흡 장비이고 레이더 센서를 이용하여 센서와 흥부 사이의 움직임을 시간에 따라 측정하여 호흡 신호 데이터를 제공한다 (Fig. 1).

신호 측정은 정상 호흡과 비정상 호흡 상태별로 20회씩 1회에 60초씩 총 6명의 사람으로부터 호흡 신호를 측정하였다. 비정상 호흡은 15초 동안 호흡을 멈추

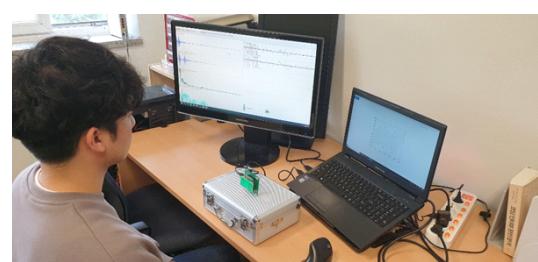


그림 1. 호흡 측정 실험 환경

Fig. 1. Experimental setup for measurement of respiration

는 방법으로 실행했고 1초에 10개 샘플링을 통해 회당 600개의 데이터 샘플을 측정하여 실험을 실행하였다. Fig 2 는 안정적으로 앓아 있는 상태에서 정상 호흡을 60초 동안 실시한 후, 센서와 흉부 사이의 거리를 측정한 결과를 시간 영역에서 나타낸 것이고 Fig. 3 는 비정상 호흡 신호를 실시한 후 거리 측정 결과를 나타낸 것이다.

Fig 4, Fig 5, Fig 6, Fig 7은 각각 표 2에서 나타난 $H_1(z)$, $H_2(z)$, $H_3(z)$, $H_4(z)$ 의 폴-제로 플롯(pole-zero plot)을 보여주며 극점과 영점의 위치를 보여준다. Fig 4은 현재의 호흡이 정상일 때, 다음에 들어오는 입력 호흡이 정상일 경우의 폴-제로 플롯을 보

여주며, 극점의 위치가 단위원(unit circle) 으로부터 매우 먼 곳에 위치해 있음을 알 수 있다. 현재의 호흡상태가 정상일 때, 다음에 들어오는 입력 호흡이 비정상일 경우의 폴-제로 플롯은 Fig 4와 Fig 5에 나타나 있으며, 극점들이 단위원 주위 또는 단위원 내부에 분포되어 있음을 확인할 수 있다. Fig 6와 Fig 7은 현재의 주어진 호흡 상태가 비정상일 경우 다음의 입력으로 들어오는 호흡이 각각 정상, 비정상일 경우의 폴-제로 플롯이다. 위 두 그림의 경우에서 볼 수 있듯이 현재의 호흡상태가 주어질 때, 다음의 호흡신호가 비정상일 경우 극점들은 단위원 주변에 위치하고 영점들은 대부분 원점 주위에 위치해 있음을 알 수 있다.

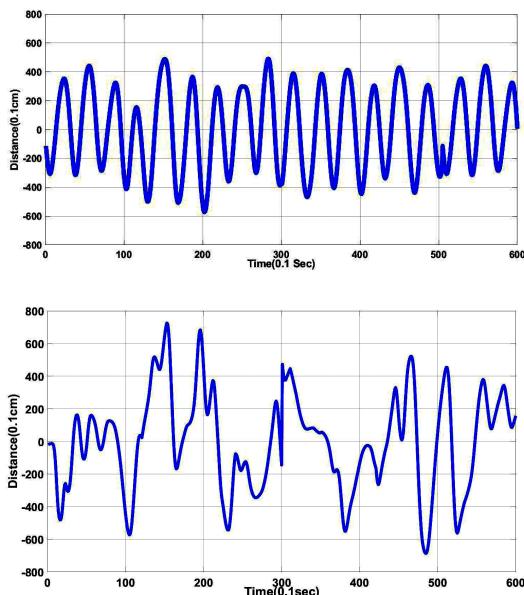


그림 2. 정상 호흡 신호의 예시. 안정적인 자세(위)와 달리 기후(아래)의 정상 호흡

Fig. 2. Examples of a normal respiration signals. Stable pose (top) and Respiration after running (bottom)

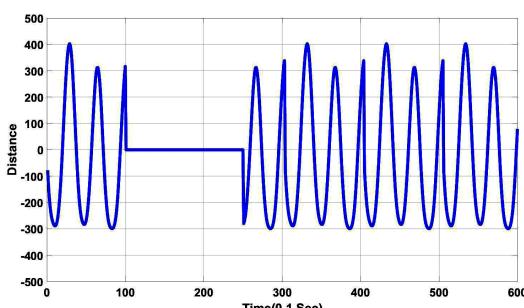


그림 3. 비정상호흡(무호흡) 신호 예시

Fig. 3. Example of an abnormal(apnea) respiration signal

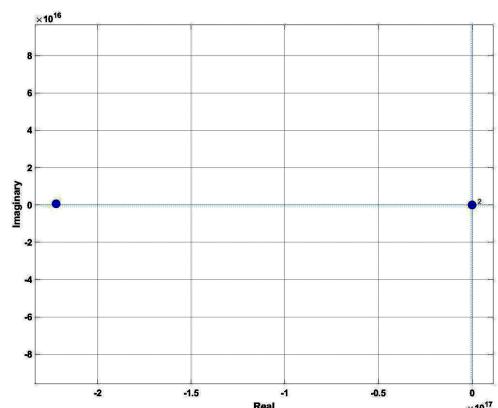


그림 4. 정상호흡과 정상호흡 간의 관계에 의한 영점과 극점
Fig. 4. Zero-pole plot of a system function (combination of normal and normal respiration) $H_1(z) = \frac{A_N(z)}{B_N(z)}$.

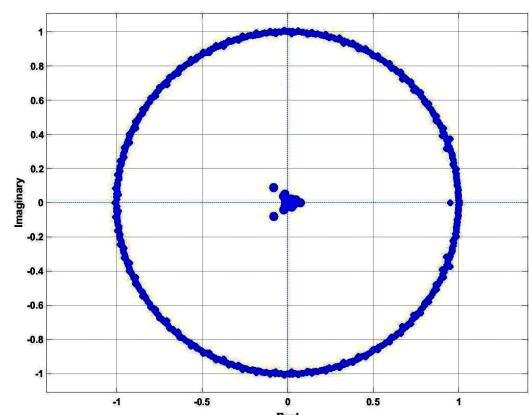


그림 5. 정상호흡과 비정상호흡의 관계에 의한 영점과 극점
Fig. 5. Zero-pole plot of a system function (combination of normal and abnormal respiration) $H_2(z) = \frac{A_N(z)}{B_A(z)}$

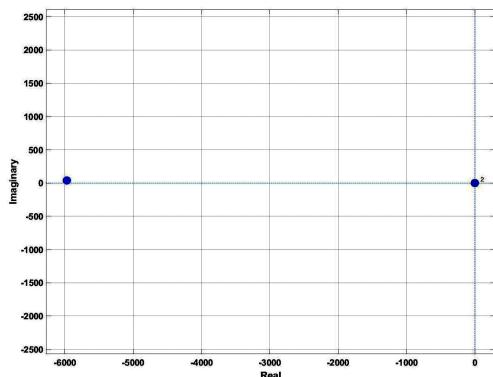


그림 6. 비정상 호흡과 정상호흡의 관계에 의한 영점과 극점
Fig. 6. Zero-pole plot of a system function (combination of abnormal and normal respiration) $H_3(z) = \frac{A_A(z)}{B_N(z)}$.

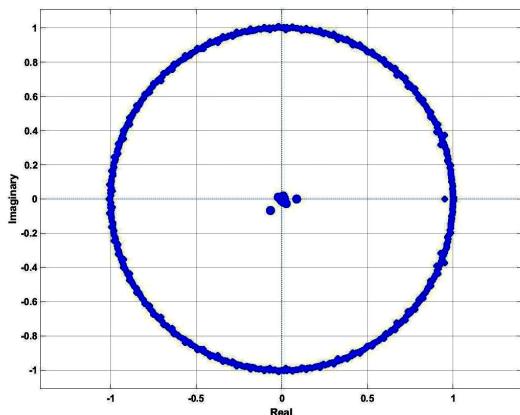


그림 7. 비정상 호흡과 비정상 호흡 간의 관계에 의한 영점과 극점
Fig. 7. Zero-pole plot of a system function (combination of abnormal and normal respiration) $H_4(z) = \frac{A_A(z)}{B_A(z)}$.

다시 밀해서, 현재의 호흡상태가 주어질 때, 다음의 입력 호흡 상태에 따라 영점과 극점의 위치 분포는 뚜렷한 차이를 보이고 있다. 실험은 약 400개의 정상 호흡 신호와 비정상 호흡 신호 중에 분류가 불가한 신호가 존재했는데 이는 호흡의 세기가 일정 수준 더 강하거나 약할 경우 장비를 통하여 신호를 정확하게 얻을 수 못하기 때문으로 판단된다. 본 논문에서 수행한 호흡분류 결과는 표 3과 같다.

표 3에서 볼 수 있듯이 다음에 들어오는 호흡신호의 상태가 비정상이라고 예측했을 때, 예측의 정확도는 89.4%인 반면, 정상이라고 예측했을 때의 정확도는 비정상에 대한 예측 대비 낮다. 그 이유는 정상호

표 3. 호흡상태 분류 결과
Table 3. Results of the classification

True	Estimation	Success rate(%)
Normal	Normal	85.1
Abnormal	Abormal	89.4

흡 신호의 종류가 매우 다양하기 때문이다. 그렇지만 본 논문에서 제시한 호흡 분류의 결과는 기존의 다른 연구에서는 활발히 이루어지지 않았다. 기존의 호흡 관련 연구는 주로 호흡 횟수 측정의 정확도 등에 초점을 맞추었기에 본 논문에서 수행한 호흡 상태 분류에 대한 비교 결과로 제시하기에는 적절하지 않다.

V. 결 론

본 논문에서는 Z-변환을 활용한 호흡 분류 방법을 제시하였다. UWB 레이더 센서로 측정한 이산 신호로 표현된 호흡신호 두개를 Z-변환을 수행한 후에, 각각 분모와 분자로 할당하여 시스템 함수의 형태를 만들고 이 함수의 폴-제로 플롯을 통하여 정상 호흡과 비정상 호흡을 분류할 수 있음을 확인할 수 있다. 현재 주어진 호흡신호의 상태와 이후에 입력으로 들어오는 호흡신호의 상태와의 조합은 이후에 들어온 입력 호흡의 상태를 제공하는데 필요한 정보를 담고 있다. 본 논문에서 제시한 호흡 분류는 매우 직관적으로 간단하게 구현할 수 있으며, 호흡신호 뿐 아니라 행동분류 등 거리 정보 측정이 필요한 다양한 분야에 활용될 수 있다.

References

- [1] P. Strollo and M. Rogers, "Obstructive sleep apnea," *New England J. Med.*, vol. 334, pp. 99-104, Jan. 1996.
- [2] M. Mannarino, F. Filippo, and M. Pirro, "Obstructive sleep apnea syndrome," *Eur. J. Internal Med.*, vol. 23, no. 7, pp. 586-593, Oct. 2012.
- [3] T. Young, M. Palta, J. Dempsey, J. Skatrud, S. Weber, and S. Badr. "The occurrence of sleep-disordered breathing among middleaged adults," *New England J. Med.*, vol. 328, pp. 1230-1235, Apr. 1993.
- [4] P. Lavie, "Incidence of sleep apnea in a presumably healthy working population a

- significant relationship with excessive daytime sleepiness,” *Sleep*, vol. 6, no. 4, pp. 312-318, 1983.
- [5] T. Gislaso, M. Almqvist, G. Eriksson, A. Taube, and G. Boman, “Prevalence of sleep apnea syndrome among Swedish men in an epidemiological study,” *J. Clinical Epidemiol.*, vol. 41, no. 6, pp. 571-576, 1988.
- [6] J. Peter, E. Fuchs, U. Kohler, J. Mayer, K. Meinzer, T. Podszus, J. Siegrist, and P von Wichert, “Studies in the prevalence of sleep apnea activity (SAA) evaluation of ambulatory screening results,” *Eur. J. Respiratory Disease, Supplement*, vol. 146, pp. 451-458, 1986.
- [7] M. Partinen and C. Guilleminault, “Daytime sleepiness and vascular morbidity at seven-year follow-up in obstructive sleep apnea patients,” *Chest*, vol. 97, no. 1, pp. 27-32, 1990.
- [8] H. Choi and S. Cho, “Detection of obstructive sleep apnea using heart rate variability,” *The IEIE - System and Control*, vol. 42, no. 3, pp. 151-156, May 2005.
- [9] M. Koskenvuo, “Snoring as a risk factor for ischemic heart disease and stroke in men,” *Br. Med. J.*, vol. 294, no. 6563, pp. 16-19, Feb. 1987
- [10] R. D'Alessandro, C. Magelli, G. Gamberini, S. Bachelli, E. Cristina, B. magnani, and E. Lugaresi, “Snoring every night as a risk factor for myocardial infarction: a case control study,” *The BMJ*, vol. 300, no. 6739, pp. 1557-1558, Jun. 1990.
- [11] S. D. Anker, S. von Haehling, and R. Germany, “Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease,” *Indian Heart J.*, vol. 68, pp. 69-76, Apr. 2005.
- [12] H.-Y. Kim and J.-Y. Lee, “Detection of sleep apnea using ZigBee,” *J. Korea Ind. Inf. Syst. Res.*, vol. 11, no. 3, pp. 90-95, Sep. 2006.
- [13] E. A. Phillipson, “Sleep apnea-a major public health problem,” *The New England J. Med.*, vol. 328, no. 17, pp. 1271-1273, Apr. 1993.
- [14] J. Martin, S. Carrizo, E. Vincente, and A. Agusti, “Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnoea with or without treatment with continuous positive airway pressure: An observational study,” *Lancet*, vol. 365, no. 9464, pp. 1046-1053, Mar. 2005.
- [15] H. Yaggi, J. Concato, W. Kernan, J. Lichtman, L. Brass, and V. Mohsenin, “Obstructive sleep apnea as a risk factor for stroke and death,” *The New England J. Med.*, vol. 353, pp. 2034-2041, 2005.
- [16] F. J. Harris, “On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform,” in *Proc. IEEE*, vol. 66 , no. 1, pp. 51-83, Jan. 1978
- [17] A. Jain and R. Gupta, “Gaussian filter threshold modulation for filtering flat and texture area of an image,” in *Proc. IEEE 2015 Int. Conf. Advances in Comput. Eng. and Appl.*, Ghaziabad, India, pp. 760-763, Mar. 2015.
- [18] D. Kim, G. Lee, and H. Kim, “Classification of ECG signals using signal processing and deep learning algorithms,” in *Proc. KICS Fall Conf. 2017*, pp. 367-368, Daegu, Korea, Nov. 2017.

김 주 오 (Ju O Kim)



2020년 2월 : 계명대학교 공과대학 컴퓨터공학전공 졸업
(공학사)

2020년 3월~현재 : 계명대학교 일반대학원 컴퓨터공학과 석사과정
<관심분야> 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전

[ORCID:0000-0001-5110-3323]

이 덕 우 (Deokwoo Lee)



2007년 2월 : 경북대학교 전자
전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
2012년 12월 : North Carolina
State University, USA, 전
기컴퓨터공학부 석사, 박사
2013년 1월~4월 : Washington
Univ. in St. Louis, USA,
박사후연구원

2013년 9월~2016년 8월 : 삼성전자 무선사업부 책임
연구원

2016년 9월~2018년 2월 : 영산대학교 가상현실콘텐
츠전공 조교수

2018년 3월~현재 : 계명대학교 공과대학 컴퓨터공학
전공 조교수

<관심분야> 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전

[ORCID:0000-0002-0080-6886]