

시계열 판별분석을 이용한 청진음 진단 시스템 구현

김명철*, 성 경**, 유희경***

요약

본 연구에서는 환자의 청진음을 각 질병별로 데이터베이스화 하고, 디지털 신호 처리(Digital Signal Processing/DSP) 및 푸리에 변환(Fourier Transform) 과정을 거친 자료를 통계적인 방법을 적절히 이용하여 청진음 자가진단의 기초를 마련하는데 목적이 있다. 청진음에 대한 진단을 시계열 판별분석을 이용하여 연구한 것으로 실증적 연구에서 시간영역별로 청진음을 분석 하는데 많은 어려움이 있어서 청진음을 주파수 영역으로 변환하였다. 또한 정상인과 심장질환이 있는 사람을 비교하였는데 시계열 분석으로는 오분류 확률이 0%가 되는 것을 확인하였다.

A Development of Auscultation Wave Diagnostic System using Time Series Discriminant Analysis

Myung-Cheol Kim*, Kyung Sung**, Hee-Kyung Yoo***

ABSTRACT

In this paper, we have researched discriminant analysis in time series to diagnose auscultation wave. During practicing our research, there are plenty of difficulties in analyzing auscultation wave in time domain. So, We converted auscultation wave into frequency domain. Also we compared the normal people and the people who had cardiac disorder. Using time series discriminant analysis, we found no errors in our research. However, it is hard to generalize our research because we did not use enough date to lead a solid conclusion. Thus, We can get better results if we exert ourselves to get more clinical data and conduct more research about diagnostics.

Keywords : Time Series, Discriminant Analysis, auscultation wave, Diagnostic System,

* 강원대학교 산업경영공학과(✉mc2kim@kangwon.ac.kr)

** 목원대학교 컴퓨터교육과

*** 강원대학교 컴퓨터공학과

· 제1저자(First Author) : 김명철 · 교신저자(Correspondent Author) : 유희경

· 접수일(2011년 4월 21일), 수정일(1차 : 2011년 5월 20일), 게재확정일(2011년 5월 24일)

I. 서론

첨단 센서 및 반도체 기술, 컴퓨터 능력의 획기적인 발전으로 인하여 이전에는 불가능 했던 것이 현실에 나타나는 것을 여러 산업 전반에서 볼 수 있다. 의료산업 분야도 다른 산업과 마찬가지로 많은 발전을 이루고 있는데 대표적인 것으로 의료영상저장전송시스템 (Picture Archiving Communication System)과 의료정보시스템(HIS)을 말할 수 있다. 이러한 것들은 환자들의 data를 체계적으로 관리할 수 있는 데이터베이스 기술과 진료에 필요한 음성, 영상 등을 처리할 수 있는 능력을 갖추었기 때문에 가능한 것이다.

반면, 최근 의료산업에서 대두되고 있는 것 중의 하나로 자가진단을 들 수 있다. 이것은 간단한 생체신호 예를 들면, 혈압, 혈당, 맥박, 체온 등을 주기적으로 측정하고, 그 자료들을 이용하여 이상 신호가 예측되었을 경우 환자에게 경고 메시지를 주는 것부터 뇌파, 심전도 등을 측정하여 질병을 판별하는 것까지 다양한 각도로 개발되고 있다. 이와 같은 자가진단 분야는 아직 초기단계에서 벗어나지 못하고 있지만 지속적으로 기술을 축적해 나가고 있으며, 필요성 또한 높아지고 있다[1].

따라서, 본 연구에서는 청진음에 대한 진단에 대하여 연구할 것이며, 연구에 필요한 디지털 신호 처리와 통계적인 분석 절차를 결합하여 청진음 자가진단의 기초를 마련하는 데 목적이 있다.

II. 본론

2.1 개요

의료기기의 발달로 각 질병에 대한 여러 진단 장비들이 출현하고 있다. 그 중 심전도 측정 기기와 뇌파 측정 기기 등과 같이 연속적으로 환자의 생체신호를 측정하고, 더 나아가 자가 진단 기능을 갖춘 경우도 있

다. 이는 각 질병과 관계된 진료 기록이 데이터베이스에 저장되어 있고, 이를 분석하여 각 질병의 특성 및 패턴을 연구하여 판별함수를 생성하고, 새로운 생체신호가 입력되었을 때 생성된 판별함수를 이용하여 가장 가까운 그룹으로 판별하는 과정을 거치는 것이다.

이와 같이 어떤 다른 측정 장치도 뇌파나 심전도처럼 연속적인 생체신호가 측정 가능하고, 각 질병별로 진료 기록이 데이터베이스에 저장 되어있다면 위와 같은 방법을 거쳐 진단까지 할 수 있을 것이다.

이에 본 연구에서는 청진음을 통한 진단 시스템을 개발하고자 한다.

지금까지 병원 및 기타 의료기관에서 사용되고 있는 청진기는 아날로그 방식의 청진기이다. 그러나 최근 몇 년 사이에 전자청진기가 발명되어 의사가 소리만 들을 수 있는 것이 아니라 녹음기, 컴퓨터 사운드카드 등에 연결하여 소리를 녹음 및 재생 가능하게 되었다. 이는 환자의 청진음을 각 질병별로 데이터베이스화 하고, 디지털 신호 처리(Digital Signal Processing/DSP) 및 푸리에 변환(Fourier Transform) 과정을 거친 자료를 통계적인 방법을 적절히 이용한다면 뇌파와 심전도와 같이 진단 시스템을 얻을 수 있을 것이다.

2.2 데이터 샘플링

아날로그 신호를 디지털 신호로 바꾸어 주는 과정은 크게 표본화 단계 (sampling step)와 양자화 단계 (quantization step)로 나뉜다. 표본화 단계는 아날로그 신호를 일정한 간격으로 잘라 이산 신호(discrete signal)로 만드는 것을 말하고, 양자화 단계는 각 표본의 신호의 크기를 숫자화 하는 것을 말한다.

표본화 단계에서 표본화 간격을 어떻게 해야 하는가 하는 문제가 발생하는데 이것은 '샤논의 표본화 정리'를 이용한다.

만약, '샤논의 표본화 정리'를 따르지 않으면 다음과

같은 문제가 발생하는데 이를 앨리어싱(Aliasing) 이라 하고 그림으로 표시하면 [그림 1]와 같다[2].

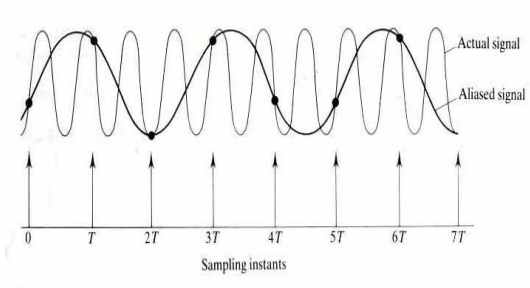


그림 1. 앨리어싱
Fig. 1. Aliasing

여기서 우리가 연구하고자 하는 청진음의 경우가 장 빠른 주파수 성분을 미지라고 가정하면 컴퓨터의 계산 능력을 감안하여 샘플링 수를 최대로 한다. 실제 데이터를 얻기 위해 P4 2.4G CPU에서 10초 동안 7,920 번의 샘플링을 하였고, 데이터와 도표는 <표 1>과 [그림 2]과 같다.

표 1. 청진음 시계열 데이터
Table 1. Auscultation Wave Diagnostic data

T	Level	T	Level
1	0.00488
2	0.00000	7,911	0.00488
3	-0.00366	7,912	0.00052
4	-0.00064	7,913	-0.00485
5	-0.00485	7,914	-0.00388
6	-0.00485	7,915	-0.00568
7	-0.00485	7,916	-0.00974
8	0.00143	7,917	-0.00156
9	0.00000	7,918	0.00488
10	-0.00195	7,919	0.00534
....	7,920	0.00745

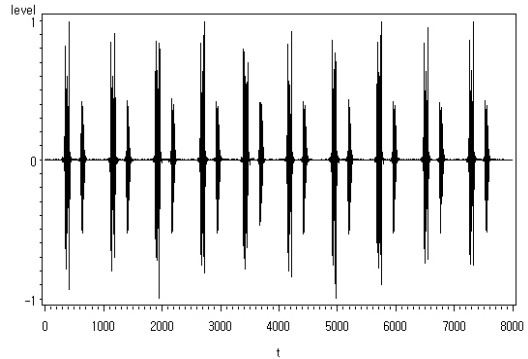


그림 2. 청진음 시계열 도표
Fig. 2. Auscultation Wave Diagnostic Chart

III. 판별분석

3.1 일반적 분류 문제

모집단 $\pi_i, i=1, 2, \dots, g$ 로부터 관측된 시계열 \mathbf{x} 가 있을 때, 관측된 시계열 $\mathbf{x} = (x_1, x_2, \dots, x_T)'$ 가 확률밀도함수를 갖는다는 가정에 의하여 수학적으로 표현할 수 있다. \mathbf{x} 에 의한 T 차원의 유클리디언 공간이 g 개의 상호 배타적인 공간 R_1, R_2, \dots, R_g 로 나누어질 때, \mathbf{x} 가 R_i 안에 속하면 \mathbf{x} 를 모집단 π_i 에 할당한다. 오분류 확률은 π_i 에 속한 \mathbf{x} 가 π_j 로 분류되는 확률로 정의되며 식(3-1)과 같이 표현된다.

$$P(j|i) = \int_{R_j} p_i(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \quad \text{식(3-1)}$$

오분류 전체확률은 j 번째 그룹에 속해있는 관측치의 사전확률(prior probabilities) q_j 에 영향을 받는다.

예를 들어 i 번째 그룹에 속한 관측치 \mathbf{x} 를 모집단 j 에 분류할 확률은 $q_i P(j|i)$ 이다. 오분류 전체확률(overall probability of error)은 식(3-2)와 같이 계산된다.

$$P_e = \sum_{i=1}^g q_i \sum_{j \neq i} P(j|i) \quad \text{식(3-2)}$$

식(3-2)는 비용의 문제가 고려되지 않았지만, π_i 로부터의 시계열을 모집단 π_j 에 할당하는 비용인 $C(j|i)$ 를 $P(j|i)$ 에 곱해서 구할 수 있다.

오분류 전체확률 P_e 는 식(3-3)의 조건에 의해서 \mathbf{x} 를 π_i 에 분류함으로써 최소화 할 수 있다.

$$\frac{p_i(\mathbf{x})}{p_j(\mathbf{x})} > \frac{q_j}{q_i} \quad \text{for all } j \neq i \quad \text{식(3-3)}$$

Bayesian 공식의 주된 관심사는 관측치가 모집단 π_i 에 속할 사후확률이고 식(3-4)와 같이 주어진다.

$$P_r(\pi_i | \mathbf{x}) = \frac{q_i p_i(\mathbf{x})}{\sum_{j=1}^g q_j p_j(\mathbf{x})} \quad \text{식(3-4)}$$

다변량 분석에서 이러한 기준들은 차원 T 가 상당히 작고, 미지의 모수들을 추정하는데 적절한 표본이 있을 경우, 다변량 벡터 \mathbf{x} 를 분류하는 문제에 적용된다. 하지만, 표본에서 얻을 수 있는 요소들의 수보다 상대적으로 훨씬 큰 T 값을 갖는 시계열 자료가 일반

적이다. 이 경우 차원 T 가 표본에서의 원소들의 수보다 많을 경우 보통 표본 공분산 행렬들이 최대 계수(full rank)가 되지 않기 때문에 표본에서 모수들에 대한 추정이 어렵다.

시간 영역(Time domain) 상에서의 이러한 어려움들은 이산 푸리에 변환(Discrete Fourier Transform/DFT)에 의한 스펙트럼 접근에 의해 완화시킬 수 있다[3, 4].

3.2 푸리에 변환

푸리에 변환은 어떤 주기적인 시간 함수(x_i)도 주파수 0부터 시작하여 기저주파수($f_0 = 1/T$)의 정수배에 해당하는 주파수로 이루어진 사인 함수와 코사인 함수의 무한 합과 같다는 개념에서부터 출발한다.

주기적인 시간함수의 푸리에 시리즈(Fourier series)는 식(3-5)과 같은 형태로 나타난다.

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega t) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\omega t)$$

$$a_0 = \frac{1}{T_P} \int_{\frac{T_P}{2}}^{\frac{T_P}{2}} f(t) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T_P} \int_{\frac{T_P}{2}}^{\frac{T_P}{2}} f(t) \cos(n\omega t) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T_P} \int_{\frac{T_P}{2}}^{\frac{T_P}{2}} f(t) \sin(n\omega t) dt \quad \text{식(3-5)}$$

식(3-5)을 식(3-6)과 같이 표현할 수도 있다.

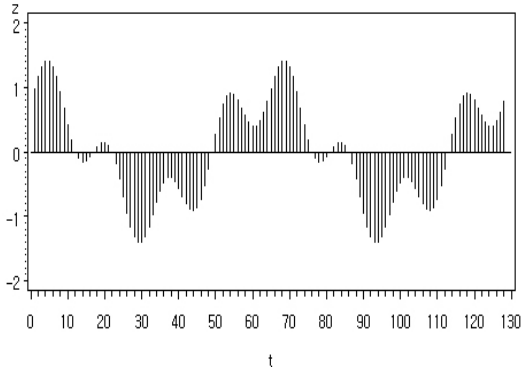


그림 3. 시간 영역에서의 도표
Fig. 3. Time domain Chart

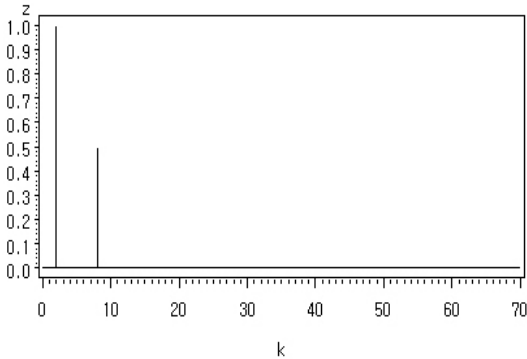


그림 4. 주파수 영역에서 도표
Fig. 4. Frequency domain Chart

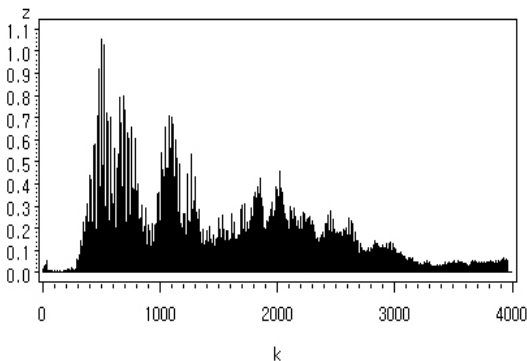


그림 5. 주파수 영역에서의 청진음 도표
Fig. 5. Frequency domain Auscultation Wave Chart

3.3 주파수 영역에서의 판별분석

시간 영역에서의 정상성 시계열 자료를 이산 푸리에 변환 또는 고속 푸리에 변환을 하면 그 자료의 분포는 거의 정규분포를 이루고 파워 스펙트럼에 근사한 분산과 무상관을 이룬다. 이와 같은 경우, 추정 및 가설 검정은 간단한 근사 분포를 따르는 표본 스펙트럼 밀도에 의해 공식화 되고, 시간 영역에서 관찰된 자기상관 등의 어려운 표본 특성들을 피할 수 있다.

시계열 x_t 가 있을 때, 2절에서 살펴보았던 이산 푸리에 변환을 다르게 표현하면 식(3-11)와 같다.

$$\begin{aligned}
 X(k) &= T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} x_t \exp\{-2\pi i v_k t\} \\
 &= T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} x_t \cos(2\pi v_k t) - iT^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} x_t \sin(2\pi v_k t) \\
 v_k &= k/T, \quad k = 1, \dots, T/2 - 1
 \end{aligned}
 \tag{3-11}$$

식(3-11)에서 $X(k)$ 는 k 주파수에 해당하는 이산 푸리에 변환을 나타내고, v_k 는 하나의 시점 당 주기를 나타낸다. 식(3-11)는 식(3-12)과 식(3-13)의 평균과 분산을 갖는 복소수 정규확률변수들을 갖는다.

$$\begin{aligned}
 M_i(k) &= T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \mu_{it} \exp\{-2\pi i v_k t\} \\
 &= T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \mu_{it} \cos(2\pi v_k t) - iT^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \mu_{it} \sin(2\pi v_k t)
 \end{aligned}
 \tag{3-12}$$

$$\begin{aligned}
 \text{var}_i(X(k)) &\cong f_i(v_k) \\
 i &= 1, 2, \dots, g
 \end{aligned}
 \tag{3-13}$$

식(3-12)에서의 μ_i 는 그룹 i 의 모집단 평균이고, 미지일 경우에는 표본으로부터의 추정값을 사용하도록 한다. 식(3-13)에서의 $f_i(v_k)$ 은 그룹 i 의 파워(power)를 나타낸다.

또한 이산 푸리에 변환 값의 모든 결합확률밀도함수는 식(3-14)와 같이 근사하게 된다.

$$\ln p_i(\mathbf{X}) \cong -\frac{1}{2} \sum_{k=0}^{T-1} \ln f_i(v_k) - \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{T-1} \frac{|\mathbf{X}(k) - M_i(k)|^2}{f_i(v_k)}$$

where $\mathbf{X} = (X(0), X(1), \dots, X(T-1))'$

식(3-14)

스펙트럼 근사는 어떤 주파수에서도 $f_i(v_k)$ 는 0이 아니어야 한다. 이것은 실제로 스펙트럼이 0이 아닌 주파수 v_k 의 함으로만 계산하여 문제를 해결할 수 있다. 만약 $M_i(k)$ 와 $f_i(v_k)$ 가 0이 아닌 주파수가 있다면, v_k 에서의 정보만을 사용하여 완벽한 판별을 할 수 있다.

3.1절 일반적인 분류 문제에서의 식(3-3)을 응용하면 위의 식(3-14)는 $f_i(v) = f(v)$ 즉, 등분산이라는 가정 하에서 식(3-15)과 같은 경우에 모집단 π_i 에 분류되어진다.

$$g_i(\mathbf{X}) > g_j(\mathbf{X}) \quad \text{for all } j \neq i, i = 1, \dots, g$$

where $g_i(\mathbf{X}) = \sum_{k=0}^{T-1} \frac{\overline{M_i(k)}X(k)}{f(v_k)} - \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{T-1} \frac{|M_i(k)|^2}{f(v_k)} + \ln q_i$

식(3-15)

식(3-15)의 선형 함수 $g_i(\mathbf{X})$ 는 시간 영역에서의

선형 함수와 달리 행렬 계산이 없어 계산상 편리하다.

이전의 분류 규칙과 같이 $d_L(\mathbf{X}) > 0$ 이면 이산 푸리에 변환 벡터 \mathbf{X} 를 모집단 π_1 에 분류하고, 그렇지 않으면 π_2 에 분류한다.

식(3-15)에서처럼 등분산 가정을 하지 않을 경우에는 식(3-16)과 같은 선형함수로 변형된다.

$$h_i(\mathbf{X}) > h_j(\mathbf{X}) \quad \text{for all } j \neq i, i = 1, \dots, g$$

where $h_i(\mathbf{X}) \cong -\frac{1}{2} \sum_{k=0}^{T-1} \ln f_i(v_k) - \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{T-1} \frac{|X(k) - M_i(k)|^2}{f(v_k)} + \ln q_i$

식(3-16)

이 절에서 살펴본 바와 같이 시간 영역의 시계열 자료를 주파수 영역의 값으로 변환하면 좀 더 쉽게 판별 함수를 구할 수 있다.

3.4 실제 적용

지금까지 살펴본 내용을 토대로 심장질환의 유무에 따른 시계열 자료를 가지고 판별분석을 실시하였다. 심장질환이 없는 정상인의 시계열 자료는 10개이고, 심장질환이 있는 시계열 자료는 5개이다. 자료의 수가 많을 경우에는 트레이닝 샘플과 테스트 샘플로 나누어 트레이닝 샘플로 판별함수를 생성하고, 테스트 샘플로 그 판별함수의 오분류 확률을 계산 한다. 하지만, 여기서는 자료의 수가 많지 않은 관계로 15개의 자료에 의해 판별함수를 생성하고, 그 자료로 오분류 확률을 계산하였다.

선형함수를 구하기 위해서 필요한 $M_i(k)$ 와 $f_i(v_k)$ 는 표본을 통하여 다음의 식(3-17)과 식(3-18)을 계산하고, 그 결과는 <표 2>, <표 3>과 같다.

$$\hat{M}_i(k) = X_{i\bullet}(k) = N_i^{-1} \sum_{j=1}^{N_i} X_{ij}(k) \quad \text{식(3-17)}$$

$$\hat{f}_i(v_k) = (N_i - 1)^{-1} \sum_{j=1}^{N_i} |X_{ij}(k) - X_{i\bullet}(k)|^2$$

where $i = 1, 2, \quad N_1 = 10, N_2 = 5$ 식(3-18)

표 2. $\hat{M}_i(k)$

Table 2. $\hat{M}_i(k)$

k 구분	$\hat{M}_1(k)$		$\hat{M}_2(k)$	
	(1)	(2)	(3)	(4)
0	0.0173	0.0000	0.0402	0.0000
1	-0.0024	-0.0010	0.0005	-0.0005
2	0.0062	-0.0007	0.0188	-0.0032
3	-0.0073	-0.0060	0.0037	-0.0024
4	0.0039	-0.0052	0.0008	-0.0046
...

$$T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \hat{\mu}_{1t} \cos(2\pi v_k t) \quad \text{식(3-19)}$$

$$T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \hat{\mu}_{1t} \sin(2\pi v_k t) \quad \text{식(3-20)}$$

$$T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \hat{\mu}_{2t} \cos(2\pi v_k t) \quad \text{식(3-21)}$$

$$T^{-1/2} \sum_{t=0}^{T-1} \hat{\mu}_{2t} \sin(2\pi v_k t) \quad \text{식(3-22)}$$

표 3. $\hat{f}_i(v_k)$

Table 3. $\hat{f}_i(v_k)$

k	$\hat{f}_1(v_k)$	$\hat{f}_2(v_k)$
0	0.00021	0.00031
1	0.00009	0.00005
2	0.00012	0.00038
3	0.00023	0.00002
4	0.00003	0.00031
...

이 분석에서 모집단은 분산이 다르다고 가정하고, 식(3-16)의 선형함수를 이용하였다. 그 결과는 <표 4>와 같다.

표 4. 선형함수 $h_i(\mathbf{X})$ 값 및 분류

Table 4. Linear function Value and Classification

$X_{ij}(k)$	$h_1(\mathbf{X})$	$h_2(\mathbf{X})$	분류
$X_{11}(k)$	8424.16	-9362.36	π_1
$X_{12}(k)$	8603.78	-13207.16	π_1
$X_{13}(k)$	8892.29	-10567.84	π_1
$X_{14}(k)$	9200.14	-15237.36	π_1
$X_{15}(k)$	8898.76	-15898.01	π_1
$X_{16}(k)$	8683.74	-17290.05	π_1
$X_{17}(k)$	8313.87	-12063.00	π_1
$X_{18}(k)$	8352.11	-18356.33	π_1
$X_{19}(k)$	8156.16	-11894.43	π_1
$X_{110}(k)$	8013.33	-12325.83	π_1
$X_{21}(k)$	6451.83	10393.03	π_2
$X_{22}(k)$	5882.23	9486.91	π_2
$X_{23}(k)$	6811.83	10634.34	π_2
$X_{24}(k)$	6347.40	10445.98	π_2
$X_{25}(k)$	5515.41	9272.82	π_2

표 5. 오분류 확률

Table 5. Error category probability

		Predicted membership	
		정 상	심장질환
Actual membership	정 상	10	0
	심장질환	0	5

위의 결과와 같이 오분류 확률은 0%로 정확하게 분류한 것을 볼 수 있다. 이것을 주파수 영역에서의 도표로 살펴보면 이해가 좀 더 쉬울 수 있다.

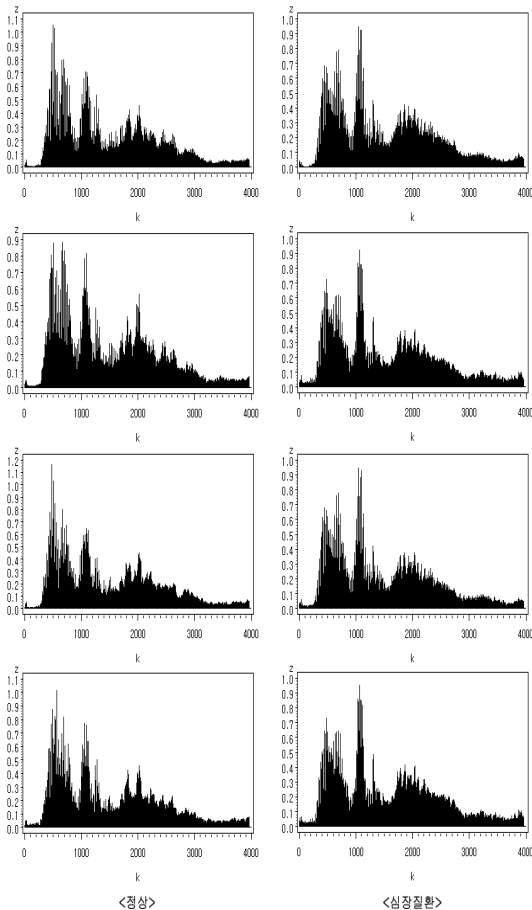


그림 6. 주파수 영역에서의 청진음 도표 비교
Fig. 6. Frequency domain Auscultation Wave Chart compare

IV. 결론

본 논문에서는 아날로그 신호인 청진음을 디지털 신호로 변환하여 시간 영역에서의 시계열 자료를 얻고, 그 자료를 주파수 영역으로 변환하여 시계열 판별 분석을 통해 진단 시스템을 구현하는 방법에 대하여 살펴보았다. 또한, 실제로 정상인의 데이터와 심장질환이 있는 사람의 데이터를 이용하여 모집단이 두 개인 시계열 판별분석을 실시하였다.

그 결과, 오분류 확률이 0%로 정확한 진단을 하였다. 그러나, 이 결과는 샘플 수가 15개 밖에 안되었고, 트레이닝 샘플과 테스트 샘플로 나누어 실시하지도 않았기 때문에 위의 결과를 수치 그대로 받아들이기에는 무리가 있으며 좀 더 많은 데이터에 대해 적용시켜 봐야 할 것이다.

임상 자료를 지속적으로 수집하여 모집단의 수와 각 모집단의 샘플 수를 증가시키고, 더 나아가 각 질환별 청진음의 특성에 대한 연구를 병행한다면 지금보다 우수한 성능의 진단 시스템을 마련할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Bemel, J. H. (2000), "보건의정보학 개론", 현문사.
- [2] Alan, V. O. and Alan, S. W. with Nawab, S. H. (1997), 2nd edition, "Signals & Systems", Prentice Hall.
- [3] Shumway, R. H. (1988), "Applied Statistic Time Series Analysis", Prentice Hall.
- [4] Johnson, R. A. and Wichern, D.W. (2002), Fifth Edition, "Applied Multivariate Statistical Analysis", Prentice Hall.
- [5] Kreyszig, E. (1993), Seventh Edition, "Advanced Engineering Mathematics", John Wiley & Sons.
- [5] Priestley, M. B. (1981), "Spectral Analysis and Time Series, Volumes I : Univariate Series", Academic Press.

- [7] 이만영외 5인 공저 “인터넷 보안기술”, 생능출판사, 2002, pp.120-122, pp.126-127.
- [8] 이만영외 5인 공저 “차세대 네트워크 보안기술”, 생능출판사, 2002, pp.96-100.
- [9] 함명목, 이철수 공저 “정보보호 개론”, 정익사, 2006, pp.204-207, pp.166-167.
- [10] 고훈, 신용태 공저 “인터넷과 정보보안”, 정익사, 2004, pp.12-13, pp.45-47, pp.51-52, pp.119-120, pp.179-181.
- [11] 이병관, “전자상거래 보안”, 남두도서, 2002, pp.231-232, pp.243-253.
- [12] 한국정보통신기술협회, TTAS.KO-12.0001/R1, “인증서 기반 전자 서명 알고리즘“, 2000, pp.1-6.
- [13] 한국정보통신기술협회, TTAS.KO-12.0011/R2, “해쉬 알고리즘 표준(HAS-160)“, 2005, pp.1-12.
- [14] <http://www.securitytechnet.com/>
- [15] 원동호, “현대암호학”, 성균관대학교 전기 전자 및 컴퓨터 공학부 정보통신보호 연구실, 2002, pp.185-189



성 경 (Kyung Sung)

2003년 한남대학교 컴퓨터공학과 박사
1994년 동해대학교 컴퓨터공학과 교수

2004년~현재 목원대학교 컴퓨터교육과 교수

※ 관심분야: 정보보호 및 정보관리, 컴퓨터네트워크, 신경회로망, 컴퓨터교육



유희경(Hee-Kyung Yoo)

1997년 동국대학교 대학원 이학박사

1992년~현재 강원대학교 컴퓨터공학과 교수

※ 관심분야: 데이터마이닝, 컴퓨터시뮬레이션, 컴퓨터보안

저자소개



김명철(M. C. Kim)

동국대학교 이학박사

현재 강원대학교 산업경영공학과 교수

※ 관심분야: 실험 계획법, 신뢰성 공학, 서비스 경영, 데이터 품질관리, 데이터 마이닝, 금융공학.