

# 심음에서의 심장판막협착 영역 검출 알고리즘

이기현<sup>†</sup>, 이윤정<sup>\*\*</sup>, 김명남<sup>\*\*\*</sup>

## 요 약

본 논문에서는 심음신호를 이용해 강한 심 잡음이 나타나는 심장판막협착 영역을 검출하는 새로운 알고리즘을 제안하였다. 심음의 주성분을 찾거나 심 잡음을 제거하기 위한 지금까지의 많은 연구들은 대동맥판막협착증이나 승모판막협착증과 같이 강한 심 잡음이 나타나는 비정상 심음의 경우, 강한 심 잡음으로 인해 좋은 결과를 보이지 못하였다. 본 논문에서는 구간 잡음강도함수를 이용한 잡음 검출 알고리즘을 제안하였다. 제안한 구간 잡음 강도 함수는 심음 신호에서 제 1심음과 제 2심음을 검출하여, 이를 이용한 심음 구간을 설정한 후 구간 자기상관변화량을 이용하여 도출할 수 있다. 제안한 구간 잡음강도함수를 이용하여 심 잡음의 강도를 판단하고 심 잡음 유무를 검출하였다. 제안한 알고리즘으로 실험한 결과, 심장판막협착 영역 검출에서 기존의 연구보다 뛰어난 성능을 가지는 것을 확인하였다.

## Heart Valve Stenosis Region Detection Algorithm on Heart Sounds

G.H. Lee<sup>†</sup>, Y.J. Lee<sup>\*\*</sup>, M.N. Kim<sup>\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

In this paper, a new algorithm is proposed for the heart valves stenosis region detection using heart sounds. Many researches for detecting primary components or removing heart murmurs have been studied, but their performances are degraded at abnormal heart sounds such as aortic stenosis and mitral stenosis because of large heart murmurs. In this paper, heart murmur detection method is proposed based on noise intensity function. The proposed noise intensity function detect the primary components S1, S2, then set session up using S1, S2. And then noise intensity function was computed using autocorrelation value of each session. The proposed noise intensity function estimated noise intensity of each sessions and detected heart murmurs. According to simulation results, the proposed algorithm has better performance than former study for detecting heart valve stenosis region.

**Key words:** Heart sounds(심음), Heart valve stenosis(심장판막협착), Autocorrelation function(자기상관함수), Noise intensity function(잡음강도함수)

## 1. 서 론

심음은 심 질환 진단에 널리 적용되는 가장 기본적인 척도로서 쉽게 측정할 수 있으며, 심장 판막과

혈류에 대한 다양한 정보를 가지고 있다[1]. 그러나 심전도시스템과 심초음파시스템의 발달로 인해 의료기관에서 이러한 장비들을 활용하게 됨으로써 그동안 심음에 대한 연구가 활발하게 이루어지지 않았

※ 교신저자(Corresponding Author): 김명남, 주소: 대구광역시 중구 국제보상로 680, 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실(700-842), 전화: 053)200-5266, FAX: 053)200-5264, E-mail: kimmn@knu.ac.kr

접수일: 2012년 9월 17일, 수정일: 2012년 10월 12일

완료일: 2012년 10월 19일

<sup>†</sup> 준회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과

(E-mail: gihyounlee@gmail.com)

<sup>\*\*</sup> 준회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과

(E-mail: whitegleam@nate.com)

<sup>\*\*\*</sup> 종신회원, 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실

※ 이 논문은 지식경제부 바이오 의료기기 전략기술개발사업(No.10031779)의 지원과 2012학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

다. 하지만 최근 디지털신호처리 기술 발달로 인하여 심음측정과 저장에 간편해지고 가청 주파수 영역 이외의 신호에 대한 분석도 가능해져 디지털 전자청진기가 부각되고 있다. 또한 유비쿼터스 헬스케어(ubiquitous healthcare)에 대한 연구가 활발해지면서 언제 어디서든 간편하게 측정, 분석이 가능한 디지털 청진 단말기가 개발되어 심음에 관한 연구와 관심이 증가하고 있다[2,3].

현재까지 심음 분석 및 진단 연구에는 서포트 벡터 머신(SVM, support vector machine), 고속 푸리에 변환(FFT, fast Fourier transform), 웨이블릿 변환(wavelet transform), 소프트 문턱치 함수(soft-thresholding function) 등이 이용되었다[4]. Liang 등은 제안한 정규 평균 Shannon 에너지 검출 알고리즘(NASA, normal average Shannon energy detecting algorithm)을 이용해 심음 신호를 심음의 에너지 형태로 변환한 다음, 이를 이용하여 제 1심음과 제 2심음을 구별하였다. 하지만 잡음에 매우 민감하기 때문에 심 잡음이 있는 심음 신호의 경우 성공률이 높지 않았다[5]. Wang 등은 NASA를 개선한 정규 평균 3차 Shannon 에너지 알고리즘(NATSA, normal average three-order Shannon algorithm)을 제안하고 델타 함수를 이용하여 제 1심음과 제 2심음을 구별하였다. NATSA는 NASA에 비하여 잡음에 대한 민감도를 개선하였으나 제 1심음 및 제 2심음과 비슷한 크기의 심 잡음을 가진 심 질환이나 심장판막협착의 심음 신호에서는 성공률이 낮은 단점이 있었다[6]. 이 등은 강한 심 잡음이 혼재된 심음 신호에 NATSA의 단점을 보완하기 위하여 3차 Shannon 에너지의 변화량을 이용함으로써 개선된 제 1심음, 제 2심음 검출 결과를 보였다[7].

본 논문에서는 심음신호에서 구간 잡음강도함수를 이용한 심장판막협착 검출 알고리즘을 제안한다. 제안한 검출 알고리즘은 먼저 3차 Shannon 에너지 변화량을 이용하여 제 1심음과 제 2심음의 위치를 검출하고, 제 1심음과 제 2심음 구간내의 심음 신호의 구간 자기상관변화량을 이용해 구간 잡음강도함수를 계산한다. 계산된 잡음강도함수의 결과 값을 이용하여 심장판막협착으로 인해 발생하는 심 잡음을 구별하고, 심장판막협착 영역을 검출한다. 212주기의 대동맥판막협착증 및 승모판막협착증 환자의 심음에 대하여 비교 실험한 결과, 제안한 검출 알고리

즘은 기존의 알고리즘에 비하여 5.66%p 더 우수한 성능을 보이는 것을 확인하였다.

## 2. 이 론

### 2.1 심음의 개요

심음은 심장의 수축과 이완, 판막의 개폐와 같은 움직임과 그로 인한 혈류 흐름 변화에 의해 발생하는 소리이다[1]. 따라서 다양한 주파수 성분들을 포함하고 있으며 특성에 따라 몇 가지 구성 요소로 나눌 수 있다. 그러나 각 구성 요소들의 발생 시간이 짧고 서로간의 간섭과 다양한 잡음으로 인하여 각 요소들을 개별적으로 구분해내기는 매우 어렵다. 그러므로 정확한 심음 청진을 위하여 심음 발생에 대한 기본구조를 이해하는 것이 매우 중요하다[8]. 일반적으로 심음은 주성분과 심 잡음으로 구분 할 수 있으며 주성분은 크게 제 1심음, 제 2심음, 제 3심음 그리고 제 4심음으로 분류된다. 제 1심음 (S1)은 승모판과 삼첨판이 닫히면서 발생하는 소리로 심실 수축의 시작을 나타낸다. 그리고 제 2심음 (S2)은 대동맥판과 폐동맥판이 닫힐 때 발생하는 소리로 심실 수축의 종료를 나타낸다. 또한 제 3심음 (S3)은 승모판막이 열리면서 나는 소리이며, 제 4심음 (S4)은 피가 대동맥으로부터 밀려나오는 진동에 의해 나는 소리이다. 그러나 제 4심음은 가청대역을 벗어나기 때문에 일반 청진기로는 청취하기 어렵다. 심음의 주성분은 심장 운동에서 하나의 사이클을 구분하고 심 질환 판단에 중요한 역할을 한다. 그리고 심 잡음은 심 질환이 없는 정상적인 심장에서 들리는 경우도 있지만 주로 혈류의 난류와 심장의 근육이나 판막의 이상 진동에 의해 발생 된다[1,8-11]. 이러한 심 잡음과 심음의 주성분을 찾아내는 것은 심음 신호로 심 질환을 진단하기 위한 첫 단계라고 할 수 있다.

심음도에서 제 1심음은 심실 수축의 시작을 나타내는 심전도상의 R파 구간과 일치하고 약 0.14초 동안 지속된다. 제 2심음은 심실 수축 종료를 나타내는 심전도상의 T파 말기 구간에서 발생하며 약 0.11초 동안 지속한다. 제 3심음은 심장의 이완기 3분의 1지점에서 발생하며, 제 4심음은 P파와 Q파사이에서 발생한다. 또한 심음은 심장주변의 조직과 심장내벽 및 혈관 등을 통해서 전달되므로 인체의 여러 영역에서 청취를 할 수 있으며, 청진 위치에 따라 약간의 차이

가 있다[10].

대표적인 판막협착 질환인 대동맥판막협착증 환자와 승모판막협착증 환자의 심음도를 그림 1에서 나타내었다. 그림 1(a)에서 제 1심음과 제 2심음이 정확하게 나타나는 정상심음의 심음도를 볼 수 있으며, (b)에서는 1심음과 제 2심음 사이에 강한 심 잡음이 나타나는 대동맥판막협착증 환자의 심음도를 볼 수 있다. 그리고 (c)의 승모판막협착증 환자의 심음

도에서는 제 2심음과 그 다음 주기의 제 1심음 사이에 심 잡음이 나타나는 특징이 있다[1].

### 3. 제안한 심장판막협착 검출 알고리즘

#### 3.1 제안한 알고리즘의 개요

제안한 알고리즘의 전체 흐름은 그림 2와 같다. 심음 구간 설정을 위한 제 1심음과 제 2심음 검출은

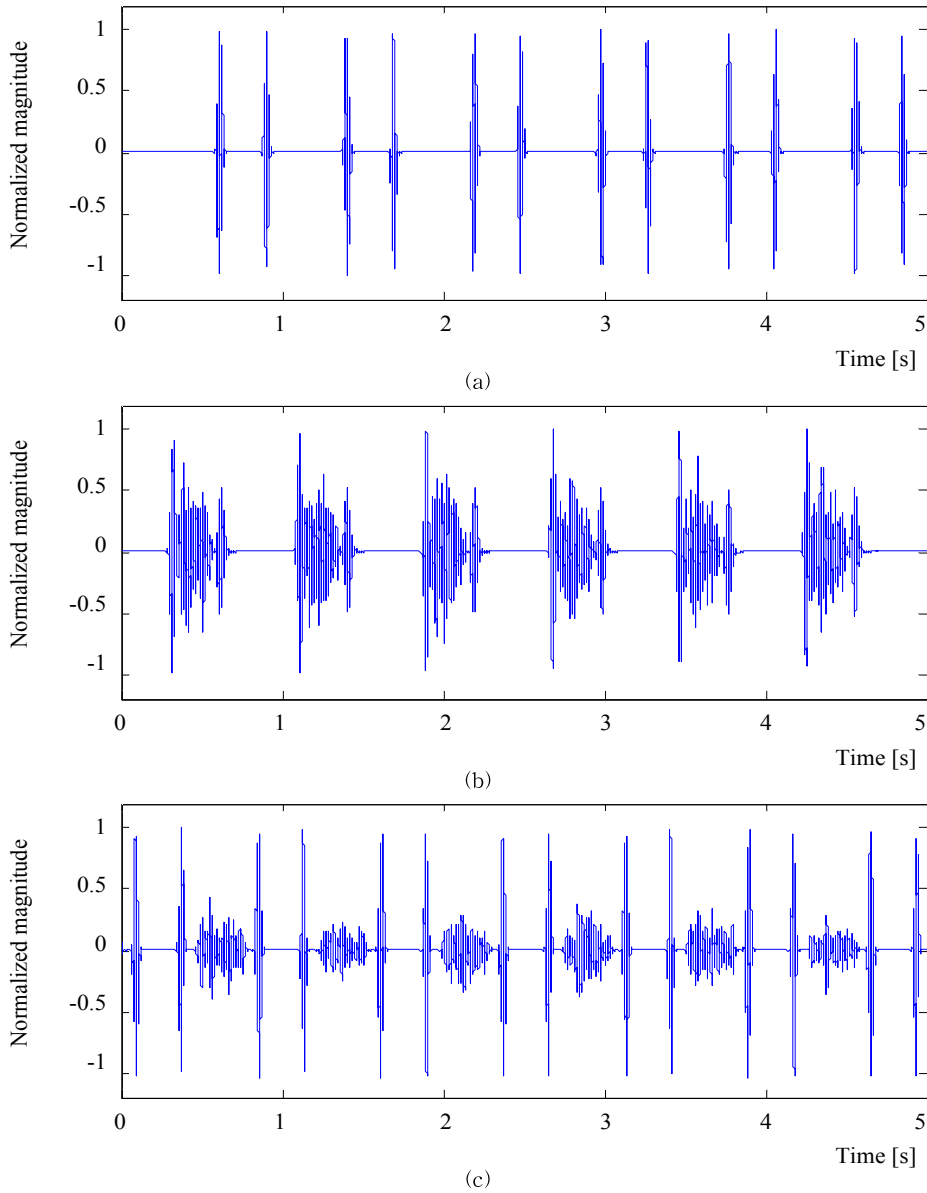


그림 1. 심음도 (a) 정상인의 심음도, (b) 대동맥판막협착증 환자의 심음도, (c) 승모판막협착증 환자의 심음도

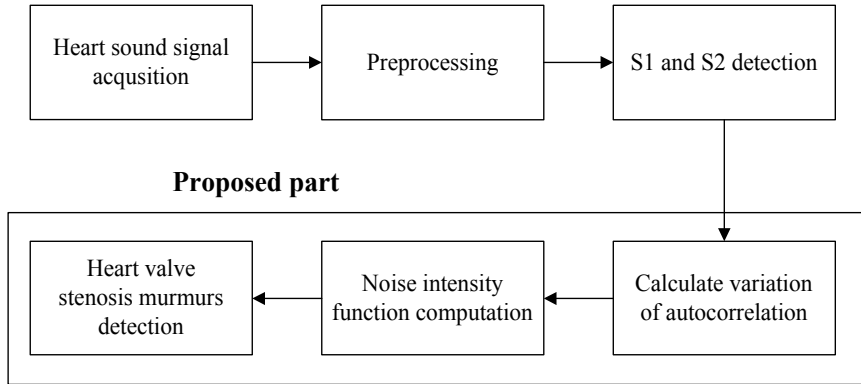


그림 2. 제안한 심장판막협착 검출 알고리즘 흐름도

3차 Shannon 에너지 변화량을 이용한 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘[7]을 이용하여 제 1심음과 제 2심음의 정확한 위치를 검출한다. 검출된 제 1심음과 제 2심음의 위치를 이용하여 심음 구간을 설정한다. 제안한 구간 잡음강도함수는 심음의 구간 자기 상관변화량을 이용하여 도출하고, 그 결과 값을 통해 심장판막협착을 구별하고 판막협착으로 인해 발생하는 심 잡음의 영역을 검출한다.

### 3.2 전처리 과정

심음에 혼재되어있는 잡음은 크게 세 가지가 있다. 부정확한 측정으로 인한 외부적 잡음과 환자의 호흡음 및 심 질환으로 인한 비정상적인 심음이 있다 [2,4]. 전처리과정에서는 주파수 필터를 이용해 제 1심음 및 제 2심음의 주파수범위 이외의 잡음 신호들을 제거한다.

일반적으로 제 1심음은 50Hz~150Hz 사이, 제 2심음은 50Hz~200Hz사이의 값을 가진다. 그 이외의 주파수 영역을 제거하기 위해 심음을 웨이블릿 Daubechies 6 (db6)의 5단계 트리로 분해하였다. 그중, d3 (100~200Hz), d4 (50~100Hz)와 d5(25~50Hz)를 선택하여 신호를 재구성하였다[6].

### 3.3 제 1심음 및 제 2심음과 심 잡음의 검출

본 논문에서는 제 1심음과 제 2심음을 검출하기 위하여 3차 Shannon 에너지 변화량을 이용한 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘[7]을 이용하였다. 이 알고리즘에서는 제 1심음과 제 2심음을 검출을 위해 먼저 식 (1)을 이용해 전처리 과정을 거친 심음 신호

의 제곱 평균 3차 Shannon 에너지 변화량을 계산한다[7].

$$EP_{h_s}(t) = \frac{1}{S(E_{h_s})N} \sum_{i=1}^N [E_{h_s}(t-i)^2 - E_{h_s}(t-1-i)^2 - 2E_{h_s}(t-1-i)E_{h_s}(t-i) + E_{h_s}(t-1-i)] \quad (1)$$

여기서  $E_{h_s}$ 는 심음 신호의 3차 Shannon 에너지이며,  $M(E_{h_s})$ 는  $E_{h_s}$ 의 평균값이고  $S(E_{h_s})$ 는  $E_{h_s}$ 의 정규 분포이다. 식 (1)을 통해 계산된 제곱 평균 3차 Shannon 에너지 변화량은 제 1심음과 제 2심음을 부각시키고 심 잡음을 감쇄시킨다. 심장 판막협착과 같은 심 질환 환자의 경우 제 1심음 및 제 2심음과 비슷하거나 그 이상의 에너지 크기를 가진 심 잡음이 빈번하게 나타난다. 하지만 심 잡음의 경우 강한 에너지 크기를 가지더라도 그 특성상 에너지의 변화량은 작다[2,3]. 이러한 경우 심음 신호의 크기만을 고려하여 제 1심음 및 제 2심음과 심 잡음을 구별하게 되면 심 잡음이 제 1심음과 제 2심음으로 판단되는 경우가 발생하지만 심음 신호의 제곱 평균 3차 Shannon 에너지 변화량을 이용하면 더 나은 결과를 얻을 수 있다[7].

제 1심음과 제 2심음을 검출하기 위한 구간 분류기를 설정하여 제 1심음 혹은 제 2심음이라고 판단되는 영역을 분류한다. 제곱 평균 3차 Shannon 에너지 변화량을 계산한 후 식 (2)를 이용하여 정규화 된 심음 에너지 신호를 계산한다. 계산된 심음 에너지 신호의 크기가 문턱치보다 작을 경우 0으로, 클 경우 1로 만들어 구간 분류기를 설정한다[7].

$$\delta_{h_s}(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } x(i) > \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L EP_{h_s}(i) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

여기서  $L$ 은 신호 전체의 길이를 나타낸다. 그리고 큰 크기를 갖는 심 잡음이 제 1심음, 제 2심음으로 분리될 수 있는데, 이러한 부분을 보완하기 위해 제 1심음과 제 2심음 구간의 통계적 평균값을 이용하였다. 임상적인 통계에 따르면[1] 보통 제 1심음과 제 2심음은 100ms 정도의 시간 구간을 가진다. 이러한 사실에 근거하여 구간 분류기에서 50ms 이하의 시간을 가진 구간을 0으로 재설정하였다[7]. 결정된 구간 분류기를 이용하여 제 1심음이나 제 2심음으로 분류된 구간의 최대값을 각 성분의 위치로 설정한다. 그 결과로 제 1심음 혹은 제 2심음 구간과 심 잡음 구간을 구별할 수 있다. 각각의 제 1심음과 제 2심음을 구별하기 위해 앞서 결정한 각 구간 위치 간의 시간 차이를 이용한다. 보통 제 1심음과 제 2심음의 간격은 크게 변하지 않으므로 인접한 피크와의 시간 간격이 350ms 이하면 제 2심음으로 볼 수 있다. 그리고 350~500ms 일 경우 제 1심음, 500ms 이상일 경우 중간에 빠진 피크가 있는 것으로 판단하여 다시 문턱치를 낮추어 최대값을 검출하여 제 1심음과 제 2심음을 결정한다[7].

### 3.4 제안한 구간 잡음강도함수를 이용한 심장판막협착 검출

심장 판막협착을 구분하기 위하여 이[12]는 제 1심음, 제 2심음과 심음과 심음 사이에 잡음이 강하게 나타나는 판막협착증의 특징을 이용하였다. 심 잡음 검출을 위해 심음 신호의 심 잡음이 감쇄되지 않은 에너지  $S_{hs}(t)$ 를 이용하였으며, 제 1심음과 제 2심음 사이 혹은 제 2심음과 제 1심음 사이의 잡음의 에너지를 계산하였다. 그리고 각 구간 사이의 평균 잡음 에너지를 구하여 평균 잡음 에너지가 전체 신호의 평균값의 10% 이상이면 구간 내의 비교적 강한 심 잡음이 존재하는 것으로 판단하여 다시 구간내의 최대값을 계산하고 구간 내의 평균 잡음 에너지의 최대값이 전체 신호의 최대값의 20% 이상이면 심장판막협착으로 판단할 만큼 강한 심 잡음이 존재하는 것으로 판단하였다[12].

이[12]가 제안한 심장판막협착 검출 알고리즘은 정규화 되지 않았으며, 객관적인 수치를 사용하지 않아 다양한 심 질환에 이용될 수 없었다. 이러한 단점을 보완하기 위해 본 논문에서는 정규화 된 신호를 이용하여 객관적인 수치로 심 질환으로 인한 심 잡음

을 검출 할 수 있는 심 잡음 강도함수를 제안한다.

먼저 심 잡음 강도함수를 도출하기 위해 이[12]가 제안한 알고리즘과 달리 식 (3)을 이용하여 신호의 심 잡음이 감쇄되지 않은 정규화된 에너지  $S_{hs}(t)$ 를 이용한다.

$$NS_{hs}(t) = \frac{1}{N \cdot \text{Max}(x)} \sum_{i=1}^N |x(i)| \quad (3)$$

여기서  $x$ 는 신호의 최대 절대 값으로 정규화 된 신호 샘플이고  $N$ 은 20ms 구간내의 샘플들의 개수이다. 또  $\text{Max}(x)$ 는 모든  $x$ 의 최대값이다.

다음으로 식 (4)를 이용하여 심 잡음이 주로 나타나는 심음 주성분들 사이의 구간 자기상관변화량을 구한다.

$$DR_{hs}(t, \tau) = \frac{1}{T} \left( \sum_{i=0}^T S_{hs}(t) S_{hs}(t+\tau) - \sum_{i=0}^T S_{hs}(t-1) S_{hs}(t-1+\tau) \right) \quad (4)$$

심음은 각 주기별로 비슷한 특성을 가지므로 정상 심음의 경우 자기상관함수에서 지연( $\tau$ )이 0에 가까울 때는 1에 가까운 높은 값을 나타내다가  $\tau$ 가 커짐에 따라 급격히 값이 작아지는 특성이 있다. 하지만 잡음이 섞여있는 경우 불규칙한 잡음의 영향으로  $\tau$ 가 커짐에도 비교적 높은 값을 유지한다. 이러한 특성을 이용하기 위해 구간 자기상관변화량을 이용한다. 또한 자기상관함수의 변화량은 자기 상관함수만을 사용했을 때 질환으로 인한 잡음 이외에도 기본적인 환경잡음이나 측정 장비 내부의 잡음에 비교적 민감하게 반응하는 문제를 줄여줄 수 있다. 그림 3은 구간 자기상관변화량의 그래프를 보여주는 것이다.

그림 3에서 확인할 수 있듯이 정상심음의 자기상관변화량에는 특별한 잡음이 존재 하지 않으므로 심음도와 유사한 모습을 나타낸다. 그러나 강한 잡음을 포함하는 대동맥판막협착 심음 신호와 승모판막협착 심음 신호의 자기상관변화량은 각각의 구간이 시작되는 부분과 끝나는 부분에서는 모두 높은 값을 나타내며, 심 잡음이 없는 구간에서는 정상심음에서와 마찬가지로 낮은 자기상관변화량을 보인다. 하지만 심 잡음이 존재 하는 구간에서는 심 잡음이 없는 구간에 비해 높은 자기상관변화량을 보이는 것을 알 수 있다.

마지막으로 이러한 구간 자기상관변화량의 특성을 이용하여 구간 잡음의 강도를 객관적인 수치로 분석한다. 앞서 계산한 구간 자기상관변화량을 이용

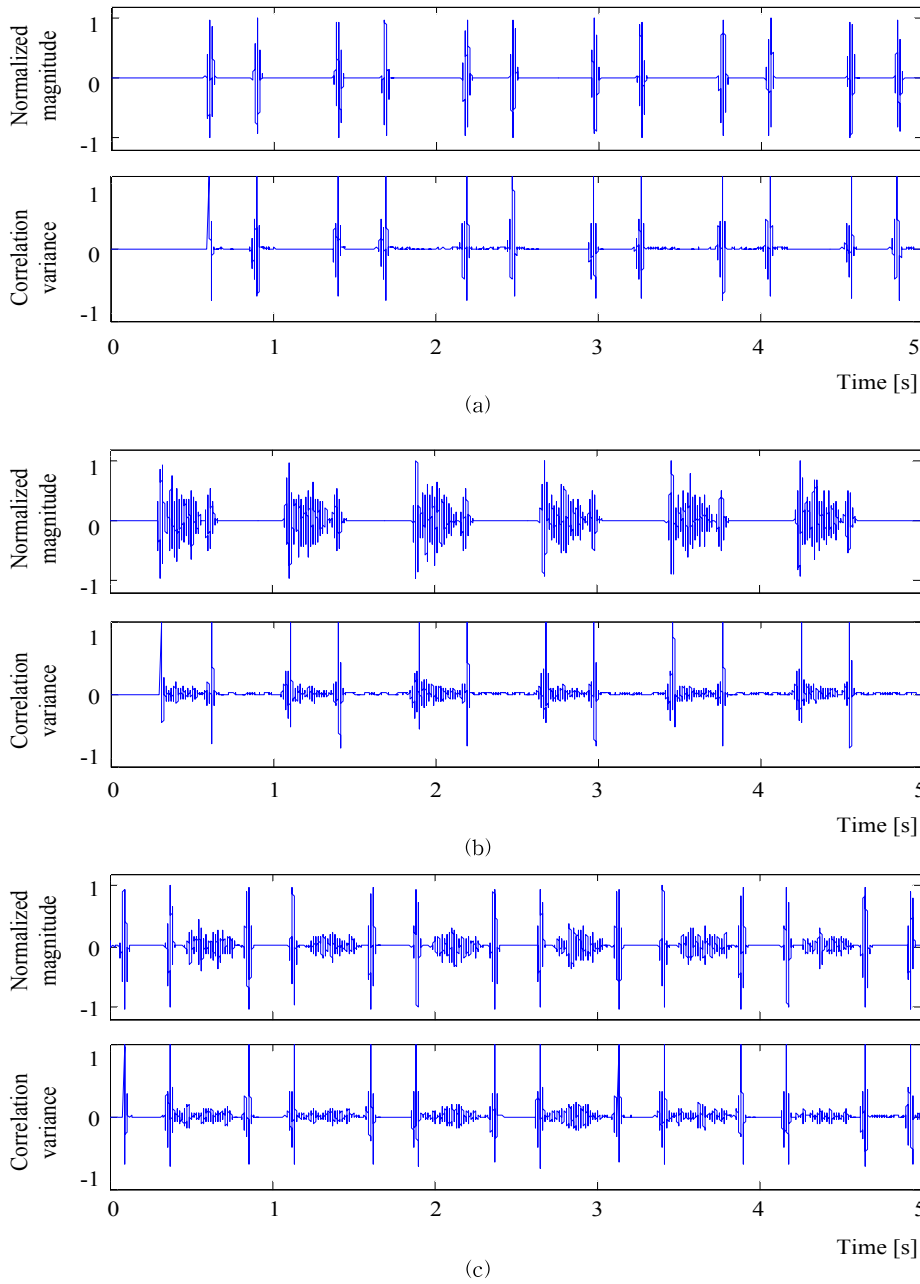


그림 3. 심음 신호의 자기상관변화량 (a) 정상심음의 자기상관변화량 (b) 대동맥판막협착 심음 신호의 자기상관변화량 (c) 승모판막협착 심음 신호의 자기상관변화량

하여 각각의 구간 자기상관변화량의 객관적인 수치를 비교하고 심 질환 잡음을 검출하기 위해 구간내의 평균 편차를 이용한다. 심음의 주성분이 존재하는 구간의 처음과 끝에서는 1에 가까운 값이 나타난다. 따라서 이 값을 제외한 나머지 구간의 평균 편차를 구

하여 심음 주성분 사이의 구간 잡음강도를 식 (5)의 구간 잡음강도함수를 통해 구할 수 있다.

$$N_{hs}(t) = \frac{1}{T-n(100ms)} \sum_{i=n(50ms)}^{T-n(50ms)} DR_{hs}(t, \tau)^2 \quad (5)$$

그림 4는 구간 잡음강도함수의 결과를 보여주고

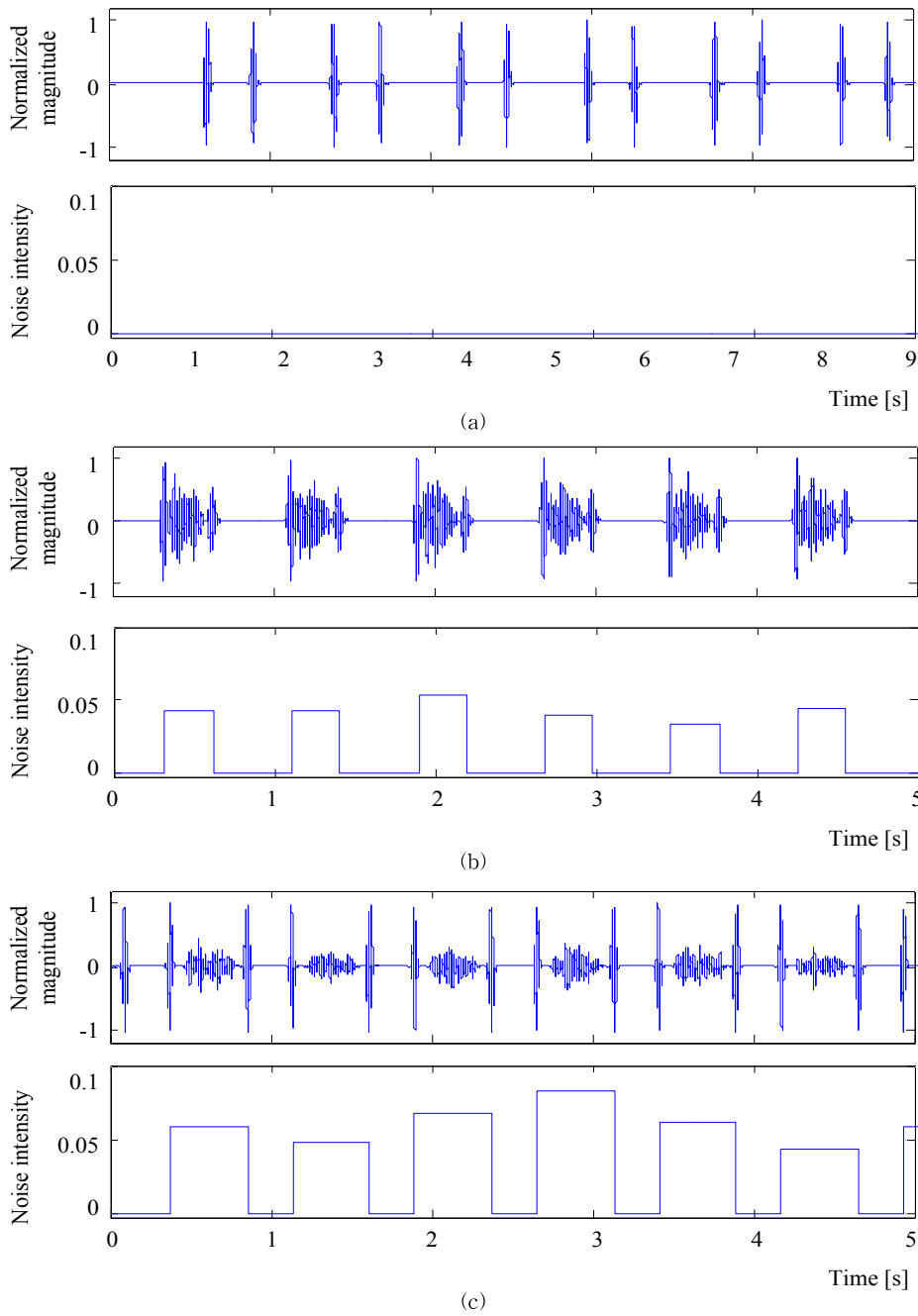


그림 4. 심음 신호의 잡음강도함수 (a) 정상심음의 잡음강도함수, (b) 대동맥판막협착 심음 신호의 잡음강도함수, (c) 승모판막협착 심음 신호의 잡음강도함수

있다. 그림 4(b)와 (c)의 잡음강도함수를 볼 때, 잡음이 있는 구간은 잡음이 없는 구간에 비하여 상당히 큰 값을 나타내는 것을 볼 수 있다. 또한 (a)의 잡음이 없는 정상심음의 잡음강도함수를 보면 (b)와 (c)의

잡음강도에 비하여 매우 작은 값을 가지는 것을 볼 수 있다. 이러한 잡음강도함수를 이용하면 객관적인 수치를 이용하여 잡음이 없는 구간의 값과 잡음이 있는 구간의 값을 판별해, 심 질환으로 인한 심 잡음

을 검출해 낼 수 있다.

#### 4. 실험 결과 및 고찰

##### 4.1 심장판막협착 검출 결과

제안한 알고리즘의 유효성을 평가하기 위하여 정상인 12명, 대동맥판막협착증 환자 20명 그리고 승모판막협착증 환자 19명에 대하여 획득한 심음 신호를 실험대상 데이터로 이용하였으며 MATLAB 2009b 환경에서 실험하였다. 실험 데이터로 사용된 심음 신호는 5초이고, 샘플주파수는 8 kHz이며, 비트율은 128 kbps이다.

제 1심음과 제 2심음이 정확히 검출된 정상심음 75주기, 대동맥판막협착증 118주기, 승모판막협착증 55주기를 제안하는 잡음강도함수를 이용하여 심장판막협착 검출 실험을 수행하였으며, 그 중 대동맥판막협착 심음 신호와 승모판막협착 심음 신호에서 심

장판막협착으로 인한 심 잡음 영역을 검출해낸 실험 결과를 그림 5에 나타내었다.

그림 5는 심장판막협착 잡음 영역을 검출한 결과를 보여주고 있다. (a)에서 제 1심음과 제 2심음 사이에서 나타나는 강한 심 잡음을 모두 정확하게 검출한 것을 볼 수 있다. 그리고 (b)에서 승모판막협착 잡음 영역 역시 모두 정확하게 검출 하였다. 그림 5와 같이 강한 심 잡음을 나타내는 심음 신호의 경우에는 기존의 알고리즘과 제안하는 알고리즘 모두 좋은 성능을 보였다. 하지만 비교적 심 잡음이 작은 심음 신호의 경우, 제안하는 알고리즘이 기존의 알고리즘보다 좋은 성능을 보인다. 그러한 결과가 나타는 예를 그림 6에 그래프로 나타내었다.

그림 6에서 비교적 심 잡음의 크기가 작은 심음 신호를 이용하여 기존의 알고리즘과 제안하는 알고리즘의 검출 결과를 확인할 수 있다. (a)에서 첫 번째와 다섯 번째 주기에서 심 잡음 영역 검출에 실패한

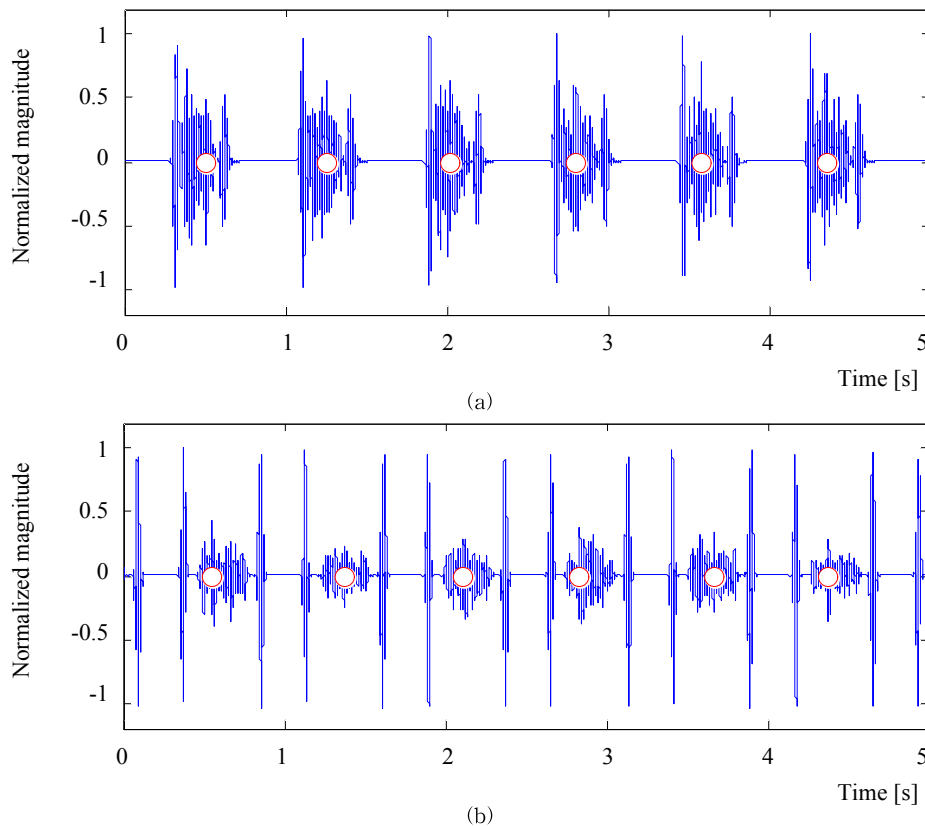


그림 5. 제안하는 알고리즘의 심장판막협착 잡음 영역 검출 결과 (a) 대동맥판막협착 잡음 영역 검출 결과, (b) 승모판막협착 잡음 영역 검출 결과(○: 잡음 영역 검출 위치)



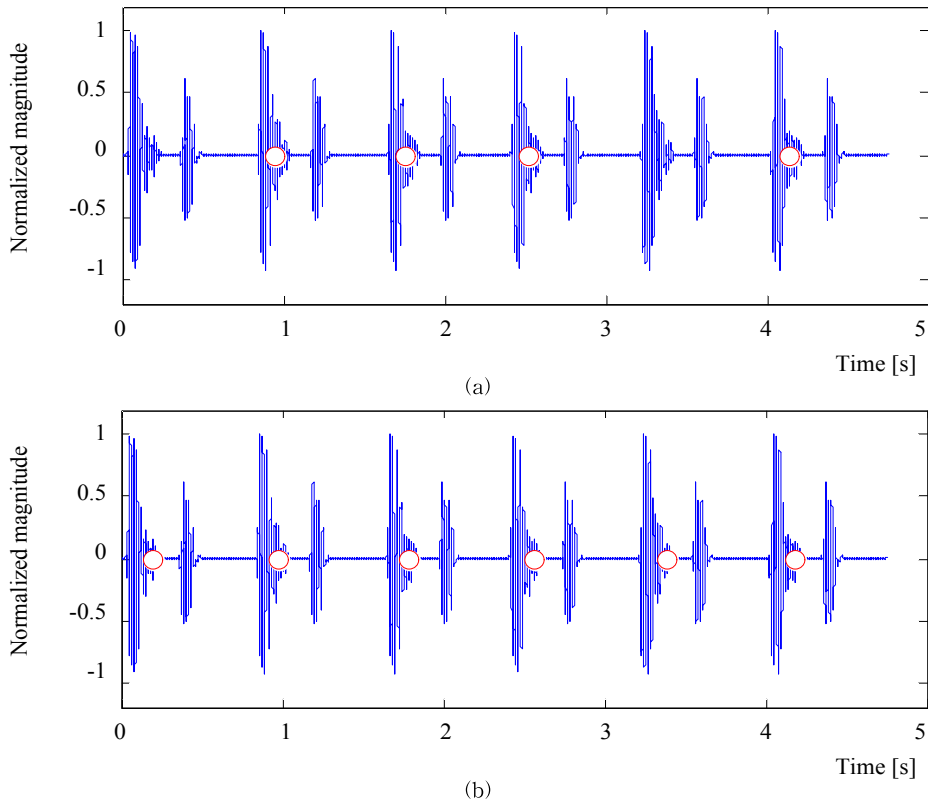


그림 6. 심장판막협착 잡음 영역 검출 결과 비교 (a) 기존의 알고리즘을 이용한 대동맥판막협착 잡음 영역 검출 결과, (b) 제안하는 알고리즘을 이용한 대동맥판막협착 잡음 영역 검출 결과(○: 잡음 영역 검출 위치)

것을 볼 수 있다. 기존의 알고리즘은 단순히 심음의 주성분 사이 신호의 에너지만을 이용하여 심 잡음 영역을 검출하기 때문에 그림 6에서와 같이 비교적 심 잡음의 크기가 작은 심음 신호에서는 심 잡음 영역 검출에 실패하는 결과를 보인다. 하지만 (b)에서 확인할 수 있듯이 제안하는 알고리즘을 이용할 경우, 심 잡음 영역을 모두 정확히 검출한 결과를 보였다. 이러한 기존의 알고리즘과 제안하는 알고리즘의 검출결과를 177주기의 대동맥판막협착증 심음 신호와 35주기의 승모판막협착증 심음 신호에 대하여 심 잡음 영역 검출 결과를 표 1에 비교하여 나타내었다.

표 1에서 확인할 수 있듯이, 대동맥판막협착증 신호에서 기존의 알고리즘에서는 77.97%의 검출 성공률에 비해 제안한 알고리즘은 84.18%의 성공률을 보였으며, 승모판막협착증 신호에서도 기존의 알고리즘은 74.55%의 성공률을 보인 것에 반해 제안한 알고리즘은 87.28%의 성공률을 보였다. 모든 212주기의 비 정상 심음 신호에서 제안한 알고리즘은 85.38

%로 기존의 알고리즘에 비해 높은 성공률을 보였다. 그리고 45주기의 심장판막협착이 나타나지 않는 정상 심음을 이용한 결과에서는 두 알고리즘 모두 심장판막협착을 검출하지 않고 정상 심음으로 판단하여 정상 심음과 비정상 심음에 대한 구분에서도 좋은 결과를 보였다.

표 1. 제안한 알고리즘과 NATSA의 심장판막협착 검출률 [%]

	Cycle	Conventional algorithm[12]	Proposed algorithm
Aortic stenosis	177	77.97	84.18
Mitral stenosis	35	88.57	91.43
Total	212	79.72	85.38

## 5. 결 론

심음의 분석과 자동 심 질환 진단을 위하여 가장 우선되는 부분은 정확한 제 1심음과 제 2심음의 검출

이다. 그리고 정확한 제 1심음과 제 2심음 검출에 있어서 가장 어려운 부분은 강한 심 잡음을 나타내는 심 질환 환자의 심음 신호에서 심 잡음과 제 1심음, 제 2심음을 구별하는 것이다. 본 논문에서는 구간 잡음강도함수를 제안하여 심 잡음의 강도를 판단하고 대표적인 심장판막질환인 대동맥판막협착증과 승모판막협착증으로 인해 나타는 심 잡음 영역을 검출하였다. 제안한 알고리즘에서는 제 1심음과 제 2심음으로 구간을 설정하여 구간 자기상관변화량을 계산하고 그 값을 이용한 구간 잡음강도함수를 제안하였다. 제안한 구간 잡음강도함수는 심음 신호에서 제 1심음과 제 2심음 그리고 제 2심음과 그 다음의 제 1심음 사이의 구간에 대한 잡음의 강도를 객관적인 수치로 나타내어 수치적으로 심 잡음의 강도를 판단하여 심 잡음의 유무와 강도를 판단 할 수 있다. 실제 비정상 심음으로 실험한 결과 제안하는 알고리즘은 기존의 알고리즘보다 좋은 성능을 보이며, 정상 심음과 비정상 심음의 구별에서도 매우 우수한 검출 성공률을 보였다. 제안한 알고리즘의 이러한 장점은 심 질환을 가진 환자에게 적용하여 심음 및 청진에 대한 실시간 자동 진단시스템에 적용할 수 있을 것으로 판단되며, 심전도와 연동하여 심실 조기수축과 같은 질환 진단 시스템을 비롯한 다양한 연구에 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[ 1 ] G. Tikian and Conover, *Understanding Heart Sounds and Murmurs: with the introduction to lung sounds*, W.B. Saunders, 1993.  
 [ 2 ] 김일동, 정규혁, 임중하, 이인성, “심음 분석을 위한 주파수 특성에 기반한 매칭 퍼슈잇 방법,” 전자공학회지, 제47권, SC편, 제1호, pp. 47-45 2010.  
 [ 3 ] 이상민, 홍승홍, “주성분 분석 기법을 이용한 심음 인식,” 전자공학회지, 제38편 제5호, pp. 59-69 2001.  
 [ 4 ] L. Khadra, M. Matalgah, B. El-Asir, and S. Mawagdef, “The Wavelet Transform and Its

Applications to Phonocardiogram Signal Analysis,” *Informatics for Health and Social Care*, Vol. 16, No. 3, pp. 271-277, 1991.  
 [ 5 ] H.Y. Liang, L. Sakari, and H. Iiro, “A Heart Sound Segmentation Algorithm Using Wavelet Decomposition and Reconstruction,” *Proc. of 19th IEEE International Conference on Medicine and Biological Society*, Vol. 4, pp. 1630-1633, 1997.  
 [ 6 ] X. Wang, Y. Li, C. Sun, and C. Liu, “Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy,” *Proc. of the 2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, pp. 1-4, 2009.  
 [ 7 ] 이기현, 김필운, 이윤정, 김명남, “3차 샤논 에너지 변화량을 이용한 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘,” 한국멀티미디어학회논문지, 제14권, 제7호, pp. 884-894, 2011.  
 [ 8 ] 홍준표, 정상봉, 구자일, 홍승홍, “웨이블렛 변환과 오류 역전과 알고리즘을 이용한 심음의 유형별 인식에 관한 연구,” 전자공학회지, 제40편, 제1호, pp. 13-20, 2003.  
 [ 9 ] L.G. Durand and P. Pilbarot, “Digital Signal Processing of the Phonocardiogram: Review of the Most Recent Advancements,” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 23, No. 3-4, pp. 163 - 219, 1995.  
 [ 10 ] J.G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, John Wiley & Sons Inc, 1998.  
 [ 11 ] H.Y. Liang, S. Lukkarinen and I. Hartimo, “Heart Sound Segmentation Algorithm Base in Heart Sound Envelopgram,” *Proc. of the Computers in Cardiology 1997*, pp. 105-108, 1997.  
 [ 12 ] 이기현, Shannon 에너지 변화량을 이용한 심장판막 협착 검출 알고리즘, 경북대학교 석사학위논문, 2011.



이 기 현

2009년 8월 경북대학교 천문대기  
과학과(이학사)  
2012년 2월 경북대학교 대학원 의  
용생체공학과(공학석사)  
2012년 3월~현재 경북대학교 대  
학원 의용생체공학과 박  
사과정

관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학  
과(공학사)  
1990년 2월 경북대학교 대학원  
전자공학과(공학석사)  
1995년 2월 경북대학교 대학원  
전자공학과(공학박사)

1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실  
주임교수

관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리



이 윤 정

2003년 2월 경북대학교 전자전기  
공학부(공학사)  
2005년 2월 경북대학교 대학원 의  
용생체공학과(공학석사)  
2005년 3월~현재 경북대학교 대  
학원 의용생체공학과 박  
사과정

관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기