

3차 샤논 에너지 변화량을 이용한 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘

이기현[†], 김필운^{**}, 이운정^{***}, 김명남^{****}

요 약

본 논문에서는 심음에서 제 1심음(S1)과 제 2심음(S2)을 찾기 위한 새로운 알고리즘을 제안하였다. 심음의 주성분을 찾기 위한 기존의 알고리즘들은 심 잡음이 없는 정상 심음 신호에서는 높은 성능을 보이지만 심 질환에 의해 발생하는 심 잡음이 섞여 있는 신호에서는 현저한 성능저하를 보인다. 따라서 본 논문에서는 심 질환이 있는 심음에서 제 1심음과 제 2심음의 검출 성능 향상을 위해 3차 샤논 에너지 변화량을 이용한 알고리즘을 제안하였다. 제 1심음과 제 2심음의 에너지 변화량이 심 잡음에 비해 더 크게 나타나는 특징을 이용하여, 심 잡음을 감쇄시키고 제 1심음, 제 2심음을 검출하였다. 제안한 알고리즘은 정상 심음 뿐 아니라 대동맥 협착증, 승모판막 협착증과 같은 비정상 심음에서도 높은 검출 성능을 가질 수 있도록 개발하였으며 실험 결과 기존의 검출방법에 비하여 높은 검출 성능을 보였다.

Detection of the First and Second Heart Sound Using Three-order Shannon Energy Difference

G.H. Lee[†], P.U. Kim^{**}, Y.J. Lee^{***}, M.N. Kim^{****}

ABSTRACT

We proposed a new algorithm for detection of first(S1) and second heart sound(S2). Many researches for detecting primary components and those algorithms have good performance at normal heart sound, but the performance is degraded at abnormal heart sound which is contain murmurs generated by heart disease. Therefore we proposed the S1, S2 detection algorithm using three-order Shannon energy difference. Using S1, S2's character which has large energy difference than murmurs, it is reduced noise and detected S1, S2. According to simulation results, not only normal heart sound but also abnormal heart sound, the proposed algorithm has better performance than former study at abnormal heart sound.

Key words: Heart Sound(심음), Shannon Energy(샤논 에너지), S1, S2 Detection(제 1심음, 제 2심음 검출)

※ 교신저자(Corresponding Author): 김명남, 주소: 대구광역시 중구 동인동 2가 101번지 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실(700-422), 전화: 053)200-5266, FAX: 053)200-5264, E-mail: kimmn@knu.ac.kr

접수일: 2011년 4월 8일, 수정일: 2011년 5월 16일
완료일: 2011년 6월 8일

[†] 정회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과
(E-mail: gihyounlee@gmail.com)

^{**} 정회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과
(E-mail: piluny@knu.ac.kr)

^{***} 정회원, 경북대학교 대학원 의용생체공학과
(E-mail: whitegleam@paran.com)

^{****} 종신회원, 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실
※ 이 논문은 2011년 교육과학기술부로부터 지원받아 수행된 연구임" (지역거점연구단육성사업/노화극복·웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단) 또한 2011년도 두뇌한국21사업(BK 21)의 지원에 의하여 수행된 것임.

1. 서 론

심음은 심 질환 진단에 널리 적용되는 가장 기본적인 척도로서 쉽게 측정될 수 있으며 심장의 판막과 혈류에 대한 다양한 정보를 가지고 있다[1]. 그러나 심음보다 더 정밀하게 심 질환을 진단할 수 있는 심 전도시스템(ECG, electrocardiogram)과 심초음파시스템의 발달로 인하여 최근에는 심음에 대한 활발한 연구가 이루어지지 않았다. 최근 디지털신호처리 기술의 발달로 인하여 심음을 간편하게 측정하고 저장할 수 있으며 가청 영역 이외의 주파수 영역에 대한 신호도 분석할 수 있는 디지털 전자청진기가 부각되고 있다. 또한 유비쿼터스 헬스케어와 관련하여 디지털 청진 단말기가 개발되어 언제 어디서든 간편하게 측정, 분석이 가능해지면서 심음에 관한 연구와 관심이 증가하고 있다[2,3].

현재까지 서포트 벡터 머신(SVM, support vector machine), 고속 푸리에 변환(FFT, fast Fourier transform), 웨이블릿 변환(wavelet transform) 등을 이용하여 심음을 분석하고 질병에 따른 특성을 분류하고 질환을 진단하는 연구가 진행되어 왔다. 특히 최근에는 주파수영역과 시간영역에서 신호의 스케일 특성에 대한 정확한 분석이 가능한 웨이블릿 변환을 이용하는 방법이 주로 연구되고 있다. Khadrad 등은 심음에 대하여 웨이블릿 변환을 사용하여 시간축과 주파수축으로 분석하면 더 많은 정보를 나타 낼 수 있음을 보였다[4]. 그리고 Oskiper 등은 인공신경망(artificial neural network)에 기초한 심음 검출 알고리즘을 제안하였으나 계산 시간이 길어 실시간 처리는 불가능한 단점이 있었다[5]. Yao 등은 수학적 형태학에 기초한 심음 검출 알고리즘을 제안하였으나 심음의 복잡성 때문에 모든 종류의 심음에 꼭 맞는 구조적 요소를 찾기가 어려운 단점이 있었다[6]. 그리고 Liang은 정규 평균 샤논 에너지 검출 알고리즘(NASA, normal average Shannon energy detecting algorithm)을 제안하였다. NASA로 심음 윤곽을 추출하여 심음의 에너지 형태로 나타내고 제 1심음과 제 2심음을 구별하였다. 하지만 잡음에 매우 민감하기 때문에 심 잡음이 있는 심음 신호의 경우 성공률이 높지 않았다[7]. Wang은 NASA를 개선한 정규 평균 3차 샤논 에너지 알고리즘(NATSA, normal average three-order Shannon algorithm)을 제

안하고 타임게이트를 이용하여 제 1심음과 제 2심음을 구별하였다. NATSA는 NASA에 비하여 잡음에 대한 민감도를 개선하였으나 제 1심음, 제 2심음과 비슷한 크기의 심 잡음을 가진 심 질환이나 판막장애의 심음 신호에서는 성공률이 낮았다[8].

본 논문에서는 NATSA의 이러한 단점을 해결하기 위해 제 1심음, 제 2심음과 비슷한 크기의 심 잡음을 가지는 질환인 대동맥 판막협착증과 승모판막협착증 환자의 심음 신호에서 심음 신호의 에너지 크기와 함께 3차 샤논 에너지에 대한 변화량을 이용하여 제 1심음, 제 2심음과 그 외의 심 잡음을 분리하였으며, 이후 각각의 제 1심음, 제 2심음 후보들 간의 시간 간격을 이용해 제 1심음과 제 2심음을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 그리고 제안한 알고리즘을 정상인과 대동맥 판막협착증 및 승모판막협착증 환자의 심음에 대하여 실험하였으며 이를 통하여 유효성을 확인하였다.

2. 심음의 개요

심음은 심장의 수축과 이완, 판막의 개폐와 같은 움직임과 그로 인한 혈류 흐름의 변화에 의해 발생하는 소리이다[1]. 따라서 다양한 주파수 성분들을 포함하고 있으며 특성에 따라 몇 가지의 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[9]. 일반적으로 심음은 주성분과 심 잡음으로 구분할 수 있으며 주성분은 크게 4종류로 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 벗어남으로 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

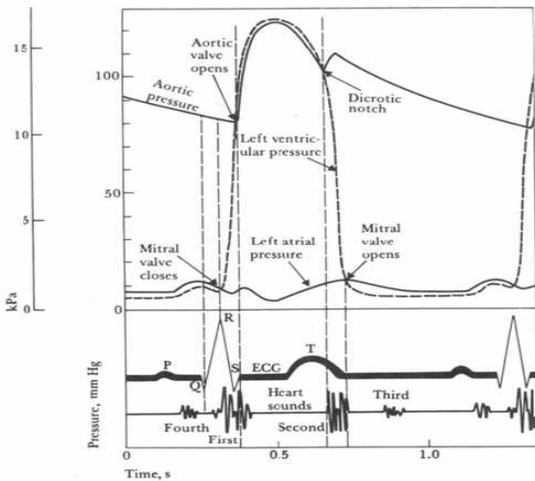


그림 1. 4가지 심음과 심장주기의 전기 및 기계적 현상의 상관 관계[11]

주로 혈류의 난류와 심장의 근육이나 판막의 이상 진동에 의해 발생 된다[1,9-12]. 이러한 심 잡음과 심음의 주성분을 찾아내는 것은 심음으로써 심 질환을 진단하기 위한 첫 단계라고 할 수 있다.

그림 1은 심음도(PCG, phonocardiogram)와 심전도를 이용하여 심장 활동의 주기적인 특성을 나타낸 그래프이다[11]. 심음도에서 제 1심음은 심실 수축의 시작을 나타내는 심전도상의 R과 구간과 일치하고

약 0.14초 동안 지속된다. 제 2심음은 심실 수축 종료 를 나타내는 심전도상의 T파 말기 구간에서 발생하 며 약 0.11동안 지속한다. 제 3심음은 심장의 이완기 3분의 1지점에서 발생하며, 제 4심음은 P파와 Q파사 이에서 발생한다. 또한 심음은 심장주변의 조직과 심 장내벽 및 혈관 등을 통해서 전달되므로 인체의 여러 영역에서 청취를 할 수 있으며, 청진 위치에 따라 약 간의 차이가 있다[10,11].

대표적인 판막장애 질환인 대동맥 판막 협착증 환 자의 심음도와 승모판막 협착증 환자의 심음도를 그 림 2에서 나타내었다. 대동맥 판막 협착증은 제 1심 음과 제 2심음 사이에 강한 심 잡음이 나타나고 승모 판막 협착증은 제 1심음과 제 2심음 사이에 심 잡음 이 나타나는 특징이 있다[1]. 이러한 강한 심 잡음을 나타내는 판막장애 환자의 심음 신호에서 정확하게 제1 심음과 제 2심음을 찾아낼 수 있다면 단순히 심 음의 주성분 검출뿐만 아니라 검출한 제 1심음 및 제 2심음의 위치와 심 잡음의 위치를 이용해 심 질환 진단에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

3. 제안한 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘

제안한 제 1심음, 제 2심음 검출 알고리즘은 심음 에너지의 변화량을 이용해 심 잡음을 감쇄시키는 방

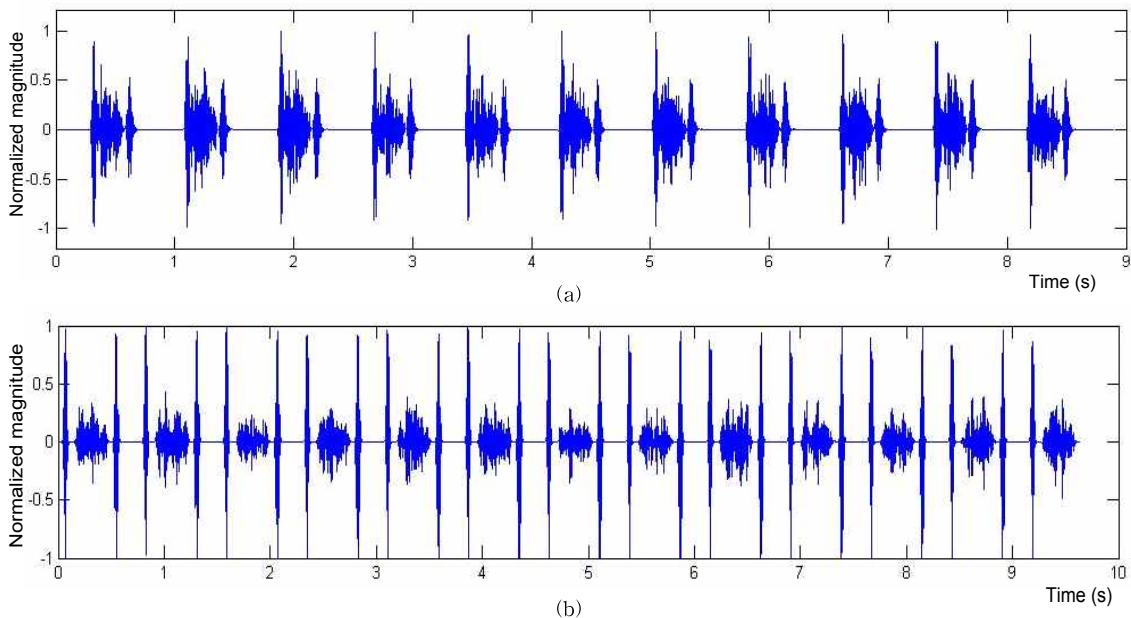


그림 2. 판막장애 환자의 심음도. (a) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음도와 (b) 승모판막 협착증 환자의 심음도.

법을 기반으로 하고 있으며 알고리즘의 전체 흐름도를 그림 3에서 보였다. 본 논문에서는 정상 심음에서 가지는 4개의 주성분 중에서 일반적인 청진기로 사람이 청취하기 어렵고 제 1심음과 제 2심음에 비하여 상대적으로 매우 작은 크기를 가지는 제 3심음과 제 4심음을 제외하고 제 1심음과 제 2심음만을 검출 대상으로 하였다. 처음으로, 획득된 심음 신호를 제 1심음과 제 2심음이 가지는 주파수범위를 결정하고 일반적인 잡음을 제거하는 전처리 과정을 거친다. 두 번째로 제안한 3차 샤논 에너지 변화량 계산식으로 구한 심음 신호 에너지의 변화량을 이용해 심음의 제 1심음과 제 2심음을 부각 시키고 심 잡음을 감쇄 시킨다. 이러한 결과를 이용해 심음의 제 1심음, 제 2심음과 심 잡음을 분리하는 타임게이트를 설정한다. 마지막으로 이 타임게이트를 이용해 각각의 제 1심음과 제 2심음 후보들 간의 시간 간격을 계산하여 제 1심음과 제 2심음을 분류한다.

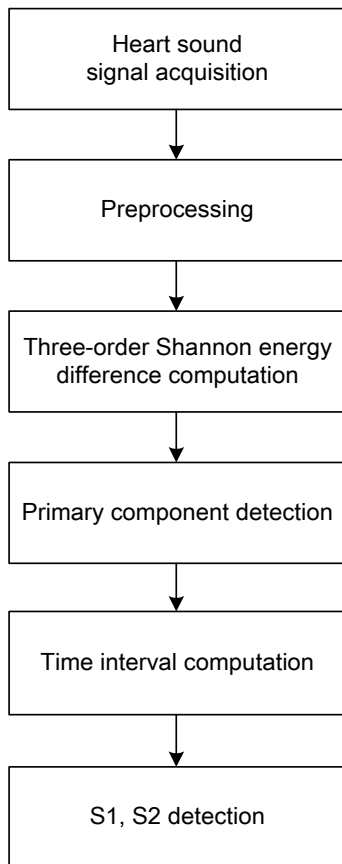


그림 3. 제안하는 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘 흐름도

3.1 전처리

심음에 혼재되어있는 잡음은 크게 세 가지가 있다. 부정확한 측정으로 인한 외부적 잡음과 환자의 호흡음 및 심 질환으로 인한 비정상적인 심음이 있다 [2,4]. 전처리과정에서는 이러한 잡음 중에서 심음의 제 1심음 및 제 2심음과 주파수범위가 다른 잡음을 주파수 필터를 이용해 제거한다.

일반적으로 제 1심음과 제 2심음은 고유의 주파수를 가지는데 보통 제 1심음은 50Hz~150Hz 사이, 제 2심음은 50Hz~200Hz사이의 값을 가진다. 그 이외의 주파수 영역을 제거하기 위해 웨이블릿 Daubechies 6 (db6)의 5단계 트리로 분해하였다. d3 (100~200Hz), d4 (50~100Hz)와 d5(25~50Hz)를 선택하여 신호를 재구성하였다[8].

3.2 3차 샤논 에너지(NATSA) 변화량 계산

전처리 과정을 거친 심음 신호는 제안한 계산식으로 에너지 변화량을 계산한다. Wang은 심음을 에너지 형태로 나타내기 위해 식(1)에 나타낸 샤논 에너지 계산식을 개선한 정규 3차 샤논 에너지 알고리즘 (NATSA)을 사용하였다[8].

$$E_{h_s} = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x^2(i) \log x^2(i) \quad (1)$$

NATSA는 식(2)와 식(3)에 나타내었다. NATSA의 계산은 정규화된 신호를 다음 식(2)를 이용해 20ms 구간에서 에너지 E_{h_s} 를 연속적으로 계산한다.

$$E_{h_s} = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x^3(i)| \log |x^3(i)| \quad (2)$$

여기서 x 는 신호의 최대 절대값으로 정규화된 신호 샘플이고 N 은 20ms 구간내의 샘플들의 갯수이다. 이 결과를 이용해 연속된 데이터 값을 시간축으로 나타내어 E_{h_s} 로부터 수열 $E_{h_s}(t)$ 을 만들고 다음의 식(3)을 이용해 심음 신호의 에너지를 계산한다.

$$P_{h_s}(t) = \frac{E_{h_s}(t) - M(E_{h_s})}{S(E_{h_s})} \quad (3)$$

여기서 $M(E_{h_s})$ 는 E_{h_s} 의 평균값이고 $S(E_{h_s})$ 는 E_{h_s} 의 정규분포이다.

이러한 기존의 NATSA를 통해 얻은 심음 신호의 에너지 형태는 잡음에 대한 영향을 비교적 적게 받고 심음 신호의 제 1심음과 제 2심음을 강조하는 특성을

나타낸다. 하지만 많은 연산량이 요구되고 심 잡음이 제 1심음 및 제 2심음과 유사한 크기를 가지고 있을 경우, 심 잡음 또한 강조되는 문제가 있다.

기존의 NATSA를 이용하여 계산된 대동맥 판막 협착증과 승모판막 협착증 환자의 심음 에너지를 그림 4에서 나타내었다. 그림 4(a)와 (c)에서 나타나는

제 1심음 및 제 2심음의 위치와 그림 4(b)와 (d)의 동일한 위치에서 강한 에너지로 나타나는 것을 볼 수 있다. 그러나 제 1심음과 제 2심음 이외의 부분인 심 잡음 신호도 에너지가 높게 나타나는 것을 볼 수 있다. 따라서 높은 에너지를 갖는 심 잡음을 제 1심음 또는 제 2심음으로 인식하는 오류가 나타날 수 있다.

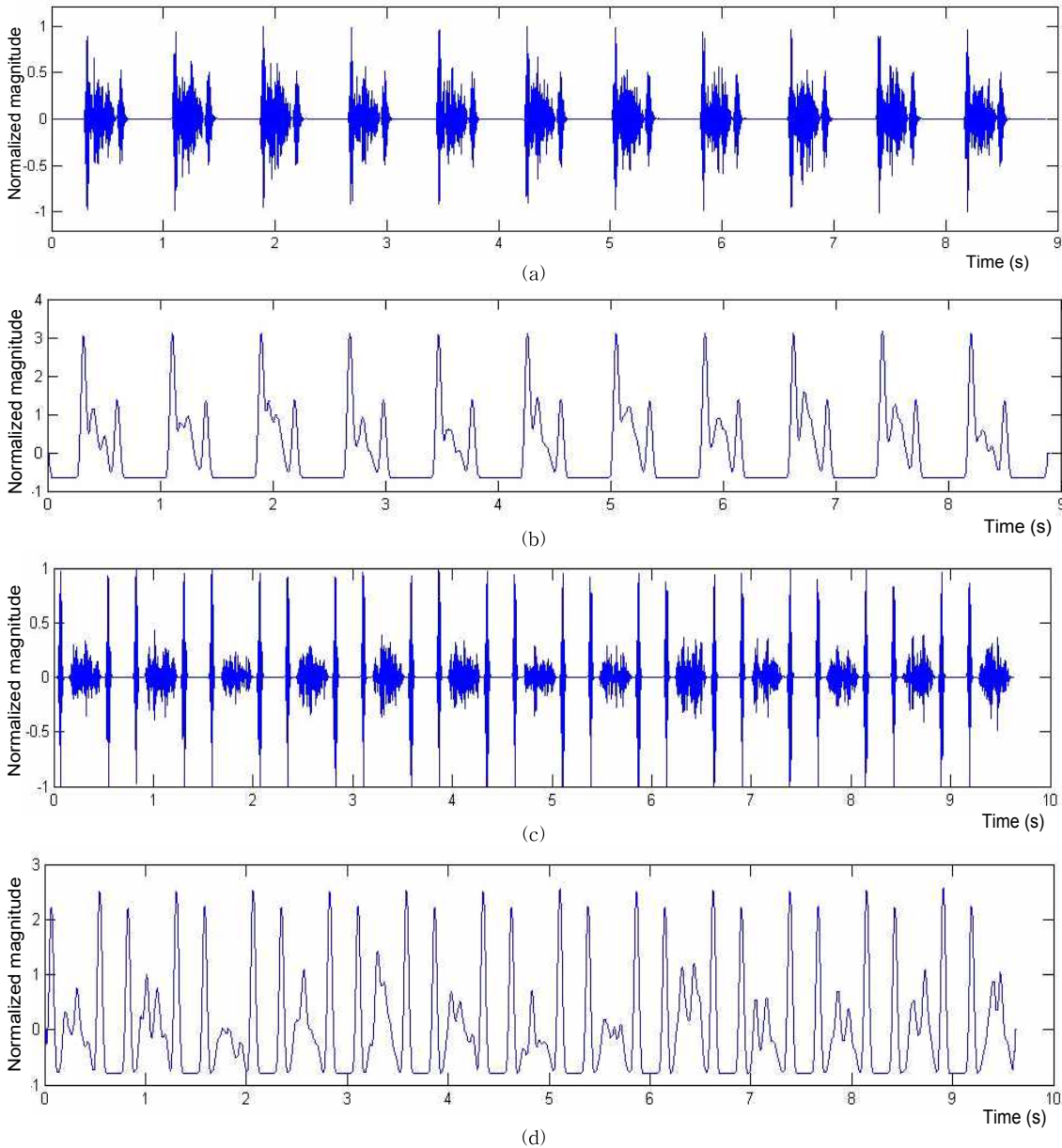


그림 4. NATSA를 이용해 나타낸 심음 신호 에너지 (a) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 신호 (b) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 에너지 (c) 승모판막 협착증 환자의 심음 신호 (d) 승모판막 협착증 환자의 심음 에너지

이러한 단점을 보완하기 위해 본 논문에서는 3차 샤논 에너지 변화량 계산식을 제안한다. 3차 샤논 에너지 변화량 계산식은 먼저 NATSA를 통해 계산된 심음 에너지를 식(4)를 이용하여 시간에 따른 심음 에너지의 미분값을 계산한다.

$$DP_{hs}(t) = \frac{E_{hs}(t) - E_{hs}(t-1)}{S(E_{hs})} \quad (4)$$

그런 다음, 변화량을 심음 에너지 형태로 변형하면 식(5)를 얻는다.

$$DEP_{hs}(t) = \frac{1}{S(E_{hs})} (E_{hs}(t) - E_{hs}(t-1))^2 \quad (5)$$

그리고 20ms 구간의 이동평균을 이용해 평탄화하는 과정을 거친 후, 식(6)을 이용하면 3차 샤논 에너지 변화량의 형태로 나타낼 수 있다.

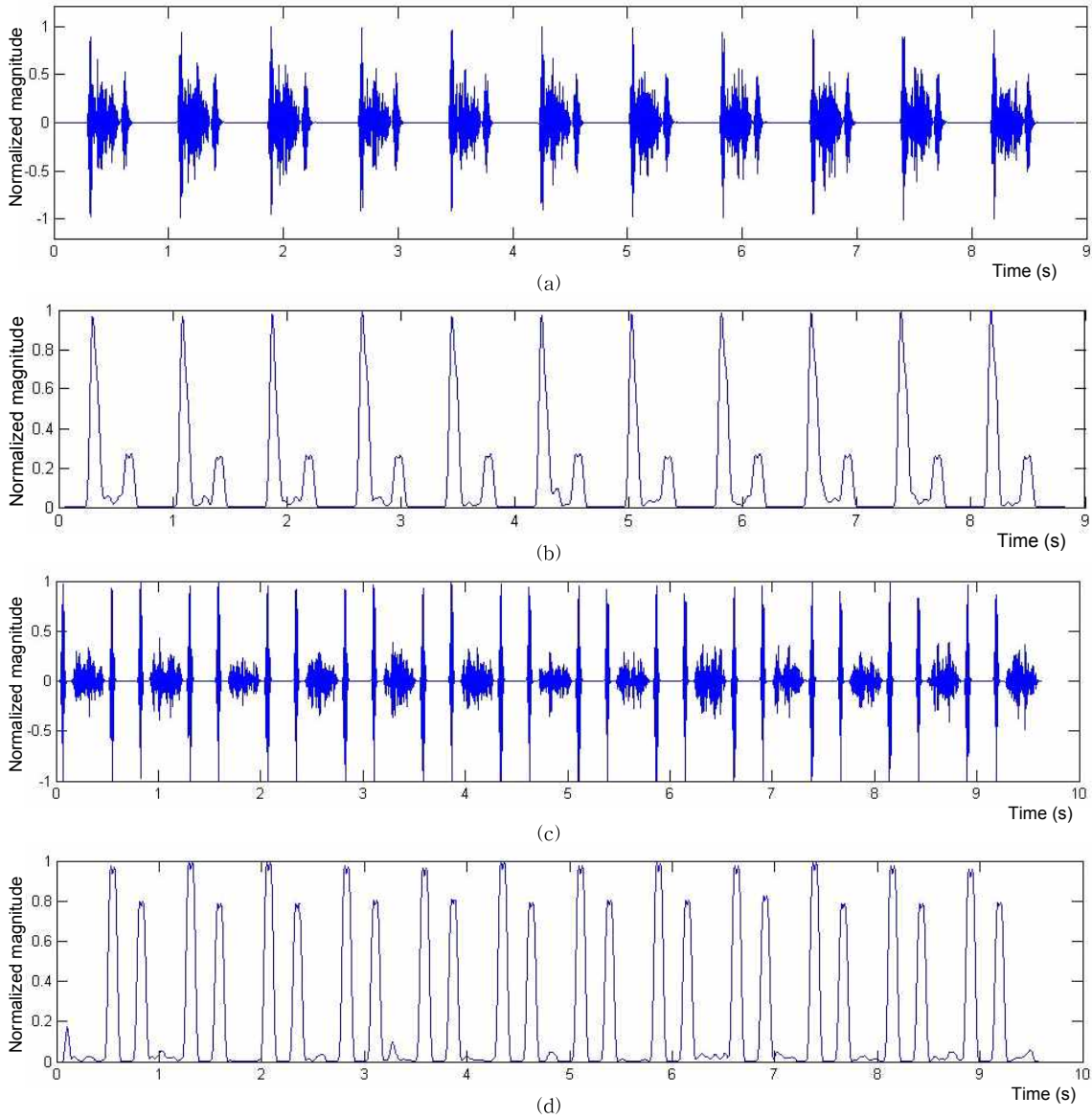


그림 5. 제안한 방식으로 계산한 심음 신호 (a) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 신호 (b) 제안한 방식으로 계산한 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 신호 3차 샤논 에너지 변화량 (c) 승모판막 협착증 환자의 심음 신호 (d) 제안한 방식으로 계산된 승모판막 협착증 환자의 심음 신호 3차 샤논 에너지 변화량

$$EP_{hs}(t) = \frac{1}{S(E_{hs})N} \sum_{i=1}^N [E_{hs}^2(t) - E_{hs}^2(t-2) - 2E_{hs}(t-1)E_{hs}(t) + E_{hs}(t-2)] \quad (6)$$

계산된 3차 사분 에너지 변화량은 제 1심음과 제 2심음을 부각시키고 심 잡음 부분은 감쇄시킨다. 이것은 판막장애 환자의 심 잡음의 특성에 기인한다. 판막장애와 같은 심 질환 환자의 경우 제 1심음 및 제 2심음과 비슷하거나 그 이상의 에너지 크기를 가

진 심 잡음이 측정 될 수도 있다. 하지만 심 잡음의 경우 제 1심음 및 제 2심음과 비슷한 에너지 크기를 가지더라도 그 변화량이 작은 특성이 있다[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 제안한 심음 신호의 3차 사분 에너지 변화량을 이용하면 더 나은 결과를 얻을 수 있다. 제안한 계산

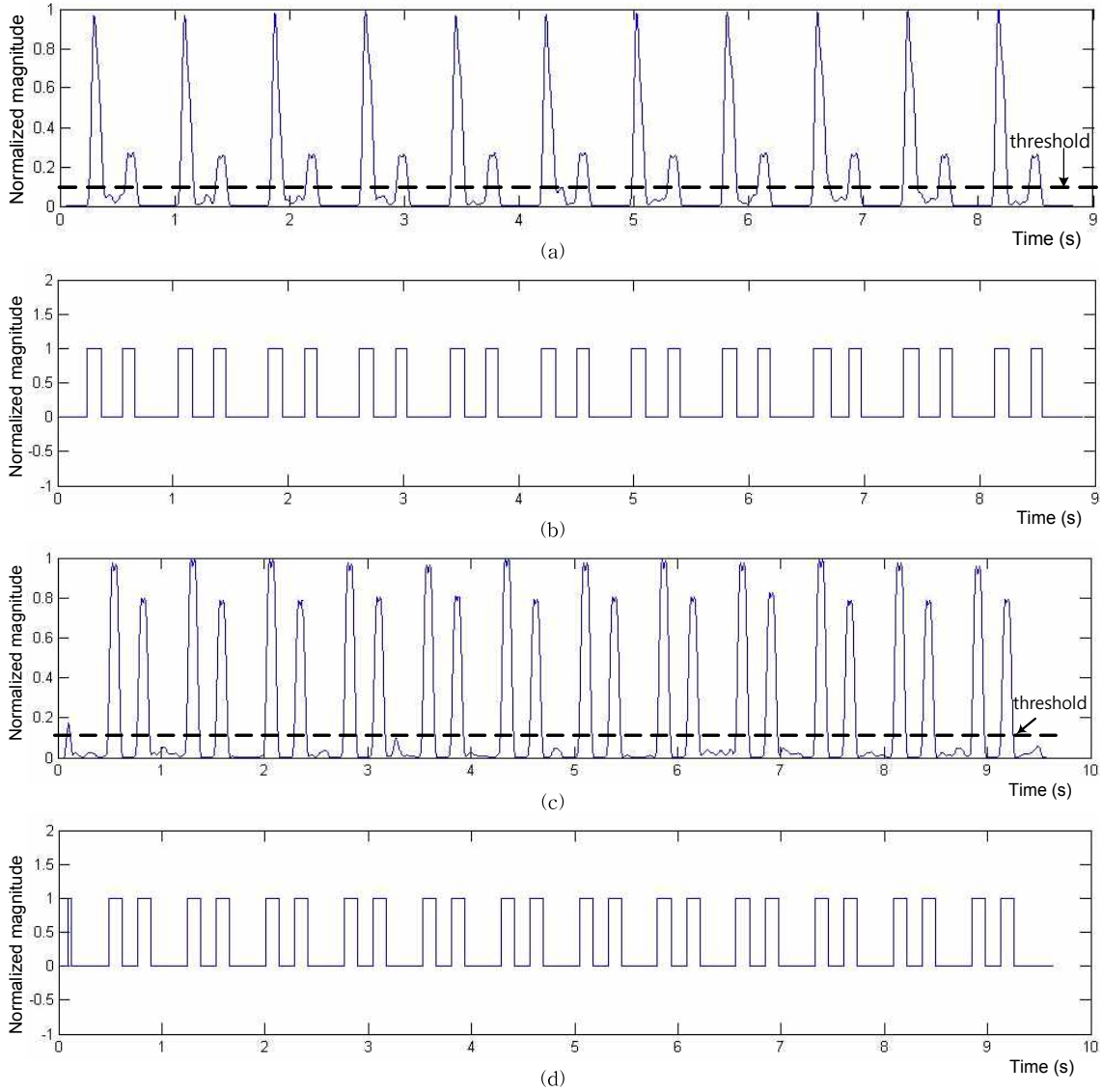


그림 6. 3차 사분 심음 에너지 변화량의 제 1심음과 제 2심음 타임 게이트 (a) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 신호 임계값, (b) 대동맥 판막 협착증 환자의 심음 신호 제 1심음, 제 2심음 타임게이트 (c) 승모판막 협착증 환자의 심음 신호 임계값, (d) 승모판막 협착증 환자의 심음 신호 제 1심음, 제 2심음 타임게이트

식을 이용하여 계산된 심음 에너지 변화량을 그림 5에 나타내었다.

그림 5(b)와 (d)에 나타난 심음 신호의 에너지 변화량을 그림 4(b)와 (d)의 심음 신호 에너지와 비교하면 변화량이 더 큰 제 1심음과 제 2심음 부분이 더 부각되고, 상대적으로 변화량이 작은 심 잡음 부분이 감쇄된 것을 확인할 수 있다.

3.3 제 1심음 및 제 2심음과 심 잡음의 구별과 제 1심음, 제 2심음의 검출

제 1심음과 제 2심음을 검출하기 위해 타임게이트를 설정하여 제 1심음 혹은 제 2심음이라고 판단되는 영역을 분류한다. 자가 적용을 통해 결정된 임계값을 이용하여 심음 신호의 제 1심음 및 제 2심음 구간 분류기를 설정한다. 3차 샤논 에너지 변화량을 계산한 후 정규화 된 심음 에너지 신호를 식 (7)을 이용하여 심음 에너지 신호의 크기가 임계값보다 작을 경우 0으로, 클 경우 1로 만들어 타임게이트를 설정한다.

$$TG(i) = \begin{cases} 1, & \text{if } x(i) > \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L EP_{hs}(i) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

여기서 L은 신호 전체의 길이를 나타낸다.

그림 6에서 제 1심음 및 제 2심음 구간 분류기에 의해 심음의 제 1심음 및 제 2심음 구간과 심 잡음

구간이 분리되는 것을 볼 수 있다. 하지만 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 통계적 사실에 근거하여 50ms 이하의 시간 구간을 가진 타임게이트를 제거하는 과정을 거쳤다. 그림 7(a)에 나타나는 타임게이트의 좁은 구간이 심 잡음으로 분류되어 그림 7(b)에서는 제거된 것을 볼 수 있다. 결정된 타임게이트를 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 결정된 각 성분의 위치간의 시간 차이를 이용한다.

제 1심음과 제 2심음을 구별하는 알고리즘의 흐름은 그림 8에 나타내었다. 보통 제 1심음과 제 2심음의 간격은 크게 변하지 않으므로 인접한 피크와의 시간 간격이 350ms 이하이면 제 2심음으로 볼 수 있다. 그리고 350~500ms 일 경우 제 1심음, 500ms 이상일 경우 중간에 빠진 피크가 있는 것으로 판단하여 다시 임계값을 낮추어 피크를 검출하여 제 1심음과 제 2심음을 결정한다.

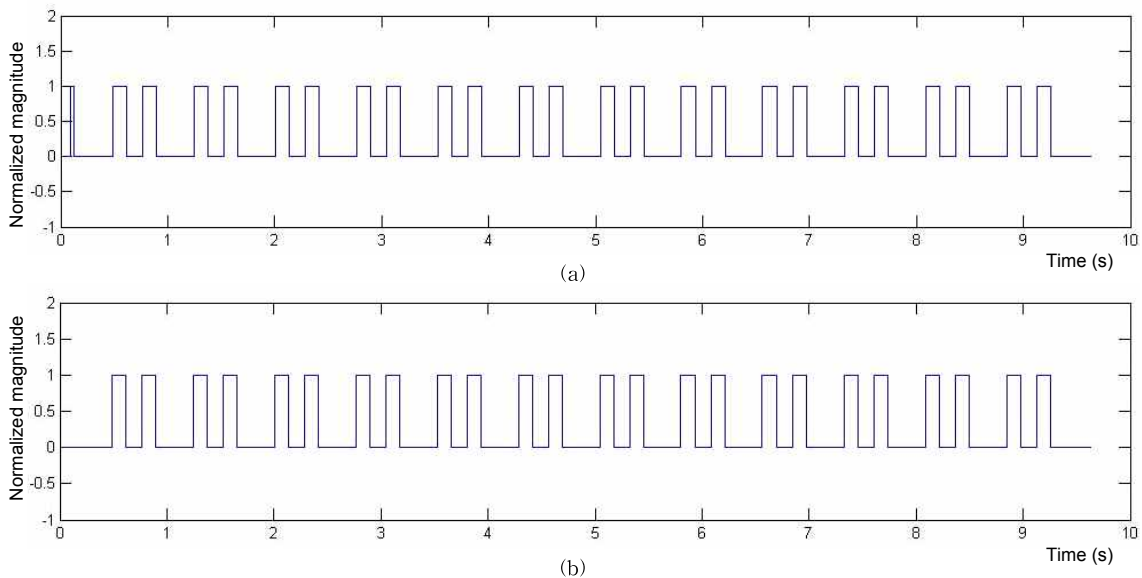


그림 7. 심 잡음 구간을 (a) 제거 전의 타임게이트와 (b) 제거 후의 타임게이트

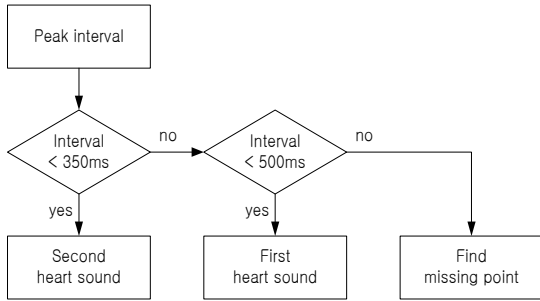


그림 8. 제안하는 심음의 제 1심음 및 제 2심음 구별 알고리즘 흐름도

4. 실험 결과

제안한 방법의 유효성을 평가하기 위하여 정상인 12명, 대동맥 판막 협착증 환자 20명 그리고 승모판막 협착증 환자 19명의 환자에 대하여 획득한 심음 신호를 실험대상 데이터로 이용하였으며 MATLAB 2009b 환경에서 실험하였다. 실험 데이터로 사용된 심음 신호의 구간은 9초이고, 샘플주파수는 8 kHz이며, 비트율은 128 kbit로 이루어져있다.

제 1심음과 제 2심음을 검출하기 위하여 먼저, 획득한 심음은 노이즈를 제거하는 전처리 과정을 거치고 제안한 3차 샷논 에너지 변화량 계산식을 적용하여 심 잡음을 감쇄시킨 후 제 1심음과 제 2심음 및 심 잡음을 분리하여 타임게이트를 설정한다. 마지막으로 각각의 제 1심음과 제 2심음 후보들의 시간 간격을 계산하여 제 1심음과 제 2심음으로 분류하는 모든 과정을 거쳐 심음도에 제 1심음과 제 2심음을 나타내었다. 그 결과를 그림 9에 나타내었다.

그림 9에서 확인할 수 있듯이 판막 장애 환자의 경우와 같이 심 잡음의 에너지 크기가 제 1심음 및 제 2심음과 비슷한 크기를 가질 때 여러 곳에서 NATSA는 검출에 실패하였다. 하지만 제안한 알고리즘은 심 잡음의 에너지 크기가 제 1심음 및 제 2심음과 비슷하더라도 에너지 변화량을 이용하여 계산하였기 때문에 심 잡음을 감쇄 시켜 제 1심음 및 제 2심음과 심 잡음을 구별하여 제 1심음과 제 2심음을 각각 정확하게 검출하는 결과를 볼 수 있다.

제안한 알고리즘과 NATSA의 검출 인식률을 표 1에서 보였다. 75주기의 정상심음과 217주기의 비정상 심음으로 이루어진 총 292주기의 심음 신호에서 두 알고리즘 모두 정상 심음에서는 높은 검출 성공률

표 1. 제안한 알고리즘과 NATSA의 제 1심음 및 제 2심음 검출 성공률

	Cycle	NATSA (%)	The proposed algorithm (%)
Normal	75	100	100
Aortic stenosis	140	67.14	85
Mitral stenosis	77	64.94	71.43
Total	292	75	85.27

을 보였다. 그러나 대동맥판막 협착증과 승모판막 협착증 환자의 심음 신호에서는 제안한 알고리즘이 NATSA에 비하여 좋은 결과를 보였으며 이 중에서 대동맥판막 협착증환자의 심음 신호에서 제안한 알고리즘은 높은 인식률을 보였다. 292주기 전체에 대하여 제안한 알고리즘이 85.27%의 높은 검출 성공률을 보였다.

5. 결 론

제 1심음과 제 2심음의 검출은 심 질환 진단에 매우 중요한 부분이다. 그러나 심 질환을 가진 환자의 심음에는 많은 심 잡음이 섞여 있기 때문에 제 1심음, 제 2심음 검출에 어려움이 있었다. 본 논문에서는 심 잡음이 강하게 나타나는 판막 장애 환자의 심음에서 에너지 변화량을 이용한 알고리즘으로 심 잡음을 감쇄시켜 제 1심음과 제 2심음을 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 제안한 알고리즘에서는 심음 에너지의 크기만을 이용한 기존의 알고리즘에 3차 샷논 에너지 변화량을 이용하여 강한 심 잡음이 나타나는 판막 장애 환자의 심음 신호에서도 효과적으로 심 잡음을 제거하여 제 1심음, 제 2심음 검출 성능을 높일 수 있도록 검출 알고리즘을 개선하였다. 제안한 알고리즘은 심 잡음의 감쇄와 더불어 제 1심음과 제 2심음의 검출 성공률에서 기존의 NATSA보다 좋은 성능을 보이며, 특히 판막 장애와 같은 강한 심 잡음이 있는 심음 신호에 대하여 우수한 검출 성공률을 보였다. 제안한 알고리즘의 이러한 장점은 심음 및 청진에 대한 실시간 자동 진단시스템에 적용할 수 있을 것으로 판단되며 심전도와 연동하여 심실 조기수축과 같은 질환 진단시스템에도 활용될 수 있을 것으로 예견된다.

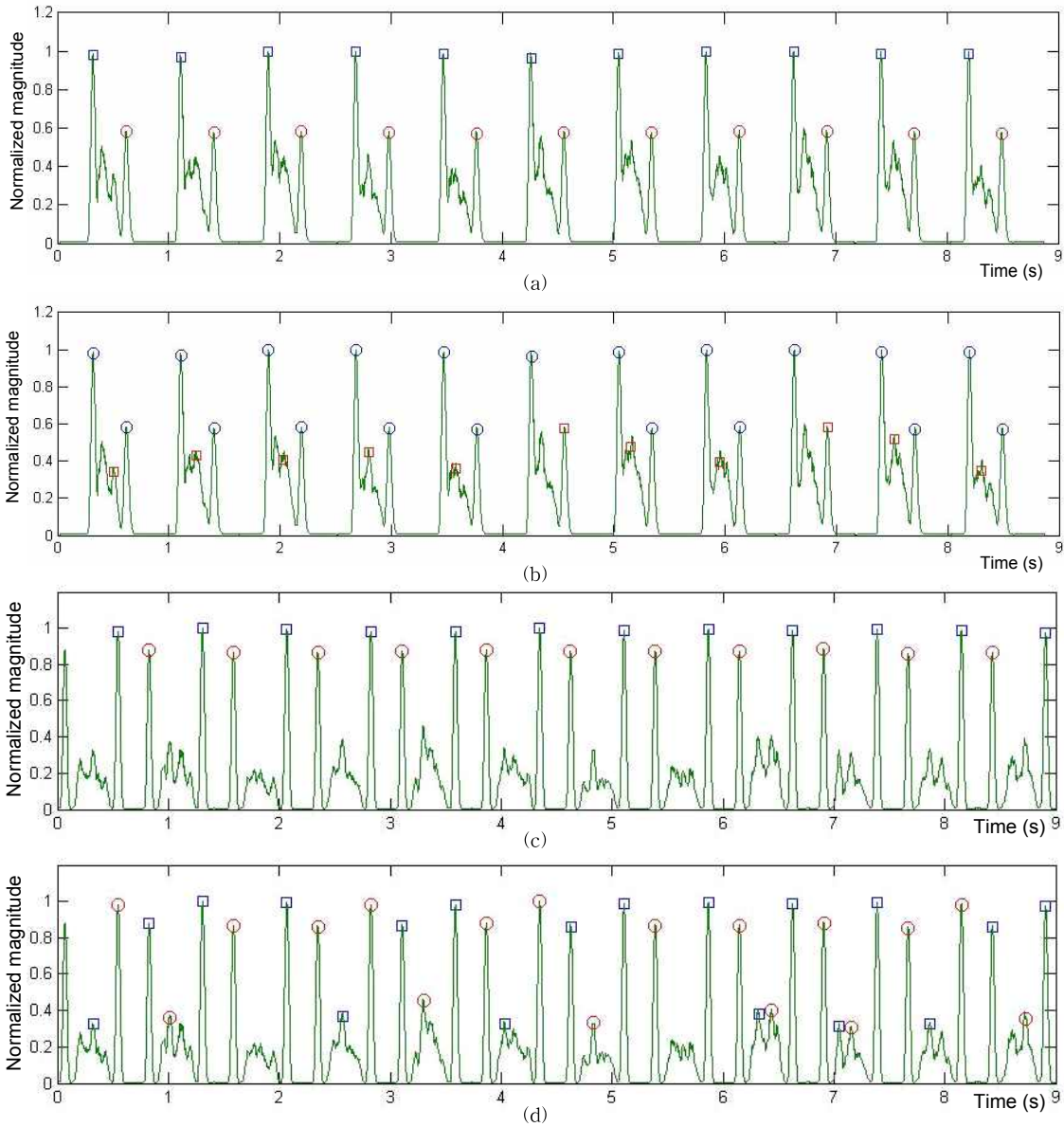


그림 9. 제 1심음과 제 2심음의 검출 결과 (□: 제 1심음, ○: 제 2심음) (a) 대동맥 판막 협착증 심음 신호의 제안한 알고리즘 제 1심음과 제 2심음 검출 결과 (b) 대동맥 판막 협착증 심음 신호의 NATSA의 제 1심음과 제 2심음 검출 결과, (c) 승모판막 협착증 심음 신호의 제안한 알고리즘 제 1심음과 제 2심음 검출 결과, (d) 승모판막 협착증 심음 신호의 NATSA의 제 1심음과 제 2심음 검출 결과

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, 임종하, 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, 제38권 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] T. Oskiper and R. Watrous, "Detection of the First Heart Sound Using a Time-Delay Neural Network," *Computers in Cardiology, USA*, Vol.29, pp. 537-540, 2002.

[6] X. S. Yao, X. M. Guo, and J. Chen, "Envelope Extraction and Recognition of Heart Sounds Based on Mathematical Morphology," *Beijing Biomedical Engineering, Beijing*, Vol.23, pp. 201-204, 2004.

[7] H.Y. Liang, L. Sakari, and H. Iiro, "A Heart Sound Segmentation Algorithm Using Wavelet Decomposition and Reconstruction," *Proceeding of 19th IEEE International Conference on Medicine and Biological Society*, Vol.4, pp. 1630-1633, 1997.

[8] X. Wang, Y. Li, C. Sun, and C. Liu, "Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy," *Proceedings of the 2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, pp. 1-4, 2009.

[9] 홍준표, 정상봉, 구자일, 홍승홍, "웨이블렛 변환과 오류 역전과 알고리즘을 이용한 심음의 유형별 인식에 관한 연구," *전자공학회지*, 제40권 제1호, pp. 13-20, 2003.

[10] 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.

[11] J.G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, John Wiley & Sons Inc, 1998.

[12] 이철현, 김필운, 이윤정, 장용민, 배건성, 조진호, 김명남, "심음 향상을 위한 단일채널 적응 잡음 제거," *한국멀티미디어학회논문지*, 제13권, 제7호, pp. 973-982, 2010.



이 기 현

2009년 8월 경북대학교 천문대기 과학과(이학사)
 2010년 2월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
 관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기



김 필 운

2001년 2월 경운대학교 컴퓨터공학과(공학사)
 2003년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2004년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
 관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기, 생체신호처리



이 윤 정

2003년 2월 경북대학교 전자전기공학부(공학사)
 2005년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2005년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
 관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
 1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 주임교수
 관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리