Journal of Korea Multimedia Society Vol. 24, No. 11, November 2021(pp. 1500-1507)
https://doi.org/10.9717/kmms.2021.24.11.1500

혈관 통과 시간을 활용한 고정확도 제 1심음 및 제 2심음 자동식별 알고리즘 개발

이수민†, 웨이췬††, 박희준†††

Development of High-Accuracy Automatic Identification Algorithm for First and Second Heart Sounds Using Vascular Transit Time

Soo Min Lee†, Qun Wei††, Hee Joon Park†††

ABSTRACT

Identification and analysis of the first and second heart sounds(S1, S2) is the easiest way for cardiovascular disease prevention and early diagnosis. However, accurate identification is difficult because the heart sound includes organ movement, blood vortex, user experience, and noise influenced by subjective judgment. Therefore, an algorithm to automatically identify the S1 and S2 heart sounds based on blood vessel transit time(VTT) is presented in this paper. According to the experimental results of comparing the algorithm developed for S1 and S2 heart sound analysis with the conventional Shannon energy algorithm in 10 volunteers, it has been proven that the proposed algorithm can automatically identify S1 and S2 heart sounds with higher accuracy than existing algorithms.

Key words: Vascular Transit Time, Heart Sound, Photoplethysmography, Automatic identification, Shannon energy

1. 서 론

질병으로 인한 사망 원인 중 심혈관질환은 매년 1위를 차지하고 있으며, 이로 인한 사망자는 계속적으로 증가하는 추세이다[1]. 이러한 심혈관질환은 정기적으로 전문의와 상담하거나 청진기, 초음파, CT, MRI 장비 등을 이용한 건강검진을 통해서 조기 진단 및 예방이 가능하다[2,3]. 그중 청진기는 진찰 과정에서 사용하는 것이 용이하고 비침습적이므로 현재까지 필수적인 진단 기기로 사용되고 있다. 그러나 다른 장기의 움직임이나 강한 혈액의 와류로 인해 발생되는 소리 때문에 청진 단계에서 정확한 심음을 관찰하기에는 어려움이 있다. 또한, 측정된 소리가 연결관을 통해 전문의의 귀로 전달될 때 잡음이 발생하게 되므로 진찰 과정에도 부정적인 영향을 끼치게 된다. S. Mangione 등은 전문의라도 청진 기술의 숙련도가 낮으며 주관적인 판단 및 경험에 의존하여 진단이 이루어지기 때문에 오진의 가능성이 높다는 것을 증명하기 위한 연구를 수행하였다[4]. 전문의 453명과 의대생 88명을 대상으로 녹음된 심음 파일을 재생하여 인체의 이상징후 여부를 판단하도록 한 결과, 평균적으로 심장과 관련된 12가지의 이상징후 중 약

※ Corresponding Author : Hee Joon Park, Address: (42601) 1095, Dalgubeol-daero, Dalseo-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-258-7531, FAX : +82-53-258-7531, E-mail : hjpark@kmu.ac.kr
Receipt date : Oct. 5, 2021, Revision date : Nov. 1, 2021
Approval date : Nov. 4, 2021

† Dept. of Biomedical Eng., Graduate School of Medicine, Keimyung University (E-mail : e_soomin@naver.com)
†† Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Keimyung University (E-mail : weiqun@kmu.ac.kr)
††† Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Keimyung University
※ This research was supported by Daekyung Innovative University Project (HuStar), promoted by Daegu City

20%만 인식하며 청진을 통한 낮은 진단의 정확도를 나타내었다.

이러한 문제점을 해결하고자 최근에는 웨이블릿 변환, 에너지 변화량 및 복합 생체신호 분석 등을 활용한 심음 분석 및 특징 추출에 관한 연구들이 활발하게 수행되고 있다[5]. S. Patidar과 R.B. Pachori는 제 1심음(S1) 및 제 2심음(S2) 외에도 제 3심음(S3), 제 4심음(S4), 심 잡음까지 식별하기 위해서 데이터 시리즈를 주파수 영역으로 변환하는 Tunable-Q 웨이블릿 변환 기반의 알고리즘을 개발하였다[6]. 이를 통해 심잡음은 제거하고 심음 특성 파형 기반 포락선인 CSCW를 재구성하여 시간 영역에서 파악할 수 있는 S1 및 S2 발생 위치, 수축기 및 이완기 간격 외에도 주파수 영역에서 일부 병리학적 정보를 추가적으로 파악할 수 있었지만, 그만큼 신호처리 시간이 많이 소요되었으며, 알고리즘의 정확도에 대한 정량적인 분석이 이루어지지 않았다.

R.A. Kesbi 등은 심장 박동과 호흡수를 모니터링하기 위해 무선 음향 센서를 사용하여 심음을 측정하고 Shannon energy 및 임계값을 적용하여 심음을 식별하는 알고리즘을 개발하였다[7]. 이는 98.1%로 높은 민감도를 나타내며 S1, S2, S3, S4를 식별하였으나, 5명을 대상으로 알고리즘의 성능을 평가하였기 때문에 알고리즘의 유효성에 대해 입증하기에는 어려움이 있었다. 최근 J.L. Moraes 등은 순환계통의 특성을 이용하여 동시 측정된 심전도(Electrocardiogram, ECG)와 광전용적맥파(Photoplethysmography, PPG)의 상관관계를 분석하였으며, 이를 통해 계산된 펄스 도달 시간(Pulse Arrival Time, PTT)을 기반으로 생체신호를 분석하는 방법을 제안하였다[8]. 그러나 ECG 신호 측정을 위해 피험자는 앙와위 자세로 움직이지 않아야 하고, 4개의 집게 전극과 6개의 흡입 컵 전극을 특정 부위에 부착해야 한다는 번거로움이 있었다.

따라서 본 논문에서는 측정이 용이하고 편재성이 높은 심음과 맥파의 상관관계 분석을 통해 계산된 혈관 통과 시간(Vascular Transit Time, VTT)을 활용하여 높은 정확도로 S1 및 S2를 자동으로 식별할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 동시 측정된 심음과 맥파에 전처리 과정을 적용하였는데, 먼저 심음에 대해서는 다른 장기의 움직임으로 인해 발생되는 소리 및 심잡음을 최소화하고자 정상 심음 주파수를 중심으로 대역통과필터를 설계하고, Shannon energy 기반의 계산식, 적응형 임계값을 적용하여 심음의 시점 매개변수를 추출하였다. 또한 맥파에 대해서는 고주파 신호를 억제하고 잡음을 최소화하기 위해 이동평균 필터 및 Shannon energy 기반의 계산식을 적용함으로써 수축기 피크가 나타나는 시간을 감지하였다. 이후 추출된 S1 및 S2 시점의 매개변수와 맥파에서 수축기 피크가 감지된 시간의 상관관계를 분석하여 계산된 VTT를 활용한 알고리즘을 적용하여 S1 및 S2를 자동으로 식별할 수 있도록 하였다.

제안한 알고리즘의 성능평가를 수행하기 위해 건강한 성인 남성 10명을 대상으로 심음과 맥파를 동시에 측정하였고, 측정된 데이터는 PC로 전송하여 각각 제안한 알고리즘과 Shannon energy 기반의 알고리즘을 적용하여 성능 비교 실험을 수행하였다. 그 결과, 제안한 알고리즘은 S1 99.57% 및 S2 98.56%의 정확도로 식별 성능을 나타내었으며, 이는 Shannon energy 기반의 알고리즘보다 각각 4.15%(S1) 및 5.15%(S2)의 향상된 정확도를 나타내었다.

2. 이론 및 방법

2.1 동시 측정된 심음과 맥파의 상관관계 분석을 통한 VTT 값 계산

심음은 심장의 수축과 이완 운동에 따른 심장 판막의 움직임으로 인해 발생하며, 가슴 표면에 음향센서를 부착하여 측정이 가능하다. 심음 중 S1과 S2는 정상적인 심음으로 분류하고 S3, S4, 말굽소리 등은 심혈관질환의 의심 증상으로 분류한다. S1은 방실 승모판과 삼첨판의 순차적인 폐쇄로 인해 수축기 초기에 발생하는 소리로써 주파수 범위는 10~200 Hz에 해당하며, S2는 대동맥판과 폐동맥판의 폐쇄로 인해 이완기 초기에 발생하는 소리로써 주파수 범위는 20~250 Hz에 해당한다[8]. S3 및 S4와 심잡음은 심장 판막의 협착이나 판막 부전 등의 문제로 인해 혈액이 와류하여 발생하는 소리이며, 드물게 정상인이라도 운동선수나 어린아이의 경우에 계측된다.

광전용적맥파는 심장박동에 의한 혈류량의 변화에 따라서 나타나는 생체조직의 광학적 특성 및 Beer-Lamber 법칙을 활용한 광적 신호로써, 주파수 범위는 0.5~5 Hz에 해당한다[10]. 이는 심실 수축기 동안 내뿜어지는 혈액이 말초혈관에 전달되었을 때 반사

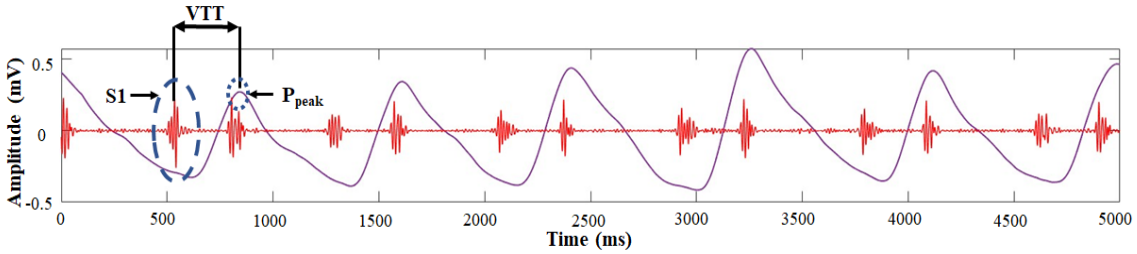


Fig. 1. Example of simultaneously measured heart sound and PPG signal for a healthy male adult.

되는 빛의 양을 측정하며, 말초신경에 도달한 혈액의 양과 광신호의 크기는 반비례한다는 점을 참조하여 심박 활동 상태를 추정하는 방법이다.

Fig. 1은 건강한 성인 남성을 대상으로 동시 측정된 심음과 맥파의 예시이다. 측정된 심음과 맥파의 상관관계를 분석하면, 맥파의 수축기 피크 근처에서 항상 이완기에 발생하는 심음인 S2가 감지된다. 이는 심장 수축으로 인해 흘러나온 혈액이 신체의 각 말단에 전달되는데 일정 시간이 소요되기 때문인데, 이와 같이 심장에서 나온 혈액이 말초혈관까지 전달될 때 소요되는 시간을 혈관 통과 시간(VTT)라고 한다[11]. 따라서 본 논문에서는 VTT를 활용하여 높은 정확도를 가지는 S1 및 S2 자동식별 알고리즘을 설계하였다.

2.2 VTT를 활용한 고 정확도 S1 및 S2 자동식별 알고리즘 개발

Fig. 2는 VTT를 활용한 고정확도 S1 및 S2 자동식별 알고리즘의 순서도이다. 제안한 알고리즘은 심음과 맥파를 동시에 처리하여 VTT를 활용함으로써 심음을 식별하고자 병렬 구조로 설계하였다. 설계에 따라서 측정된 심음과 맥파의 전처리 과정이 동시에 적용되었으며, 이를 통해 S1 및 S2 시점의 매개변수와 맥파의 수축기 피크를 추출하였다. 그리고 추출된 데이터에 비교 알고리즘을 적용함으로써 정확하게 S1 및 S2를 식별하고 결과값을 출력하는 심음 식별 알고리즘을 개발하였다.

측정된 심음 신호에서 잡음은 최소화하고 정확한 S1 및 S2를 추출하기 위해서 정상 심음 주파수 대역인 20~200 Hz로 설정한 대역통과필터를 사용하였으며, 심장주기의 특징을 분석하기 위해 Shannon energy를 활용하였다. Shannon energy는 신호의 에너지 변화량을 분석하는 방법으로써 확률론의 기초를 두고 불확실성의 분석이나 정보를 측정하기 위해서 사용된다. 본 논문에서는 S1과 S2의 에너지 변화량이 심잡음에 비해 더 크게 나타나는 특징을 이용하여 심잡음 부분을 감쇄하고자 Shannon energy 기반의 식(1)을 적용하였다.

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

SE는 Shannon energy 기반의 계산식을 적용한 심음 신호의 데이터이고, N은 20ms 구간 내에서 처리된 정규화된 신호이며, x는 잡음이 최소화된 심음 신호이다. 이 결과를 통해 얻은 신호는 평활화 과정을 거친 뒤 S1 및 S2의 경계를 명확히 하기 위해서 식 (2)를 적용하였다.

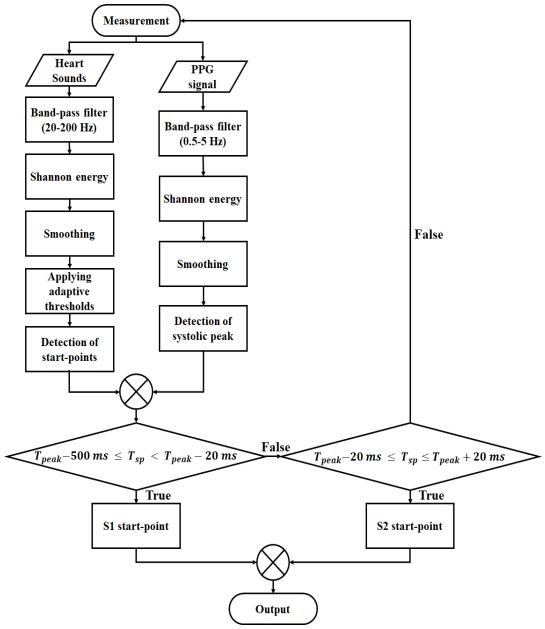


Fig. 2. Flowchart of the proposed algorithm for VTT-based automatic high-accuracy S1 and S2 identification.

$$Impulse(i)=\begin{cases}1 & (0.01+SE_{avg}<SE)\\ 0 & (Otherwise)\end{cases} \quad (2)$$

$Impulse(i)$는 임계값을 적용하여 나타난 임펄스 신호이며, SE_{avg}는 식(1)에서 계산된 SE의 평균값이다. 이를 이용하여 임펄스 신호의 연속지점 사이 기울기 변화를 감지함으로써 심음의 시점 매개변수를 추출하였다.

심음과 동시에 측정된 맥파는 혈류로 인한 잡음을 최소화하고자 0.5~5 Hz의 주파수 대역으로 설정한 대역통과필터를 적용하였다. 이후, 수축기 피크 구간에서 에너지 변화량이 가장 많다는 점을 활용하여 Shannon energy 기반의 계산식을 적용하였으며, 정확한 수축기 피크를 감지하기 위해 식 (3)을 적용함으로써 연속적인 신호로 나타내었다.

$$MA=\frac{\sum_{i=0}^{n-1}P_{d-i}}{n} \quad (3)$$

MA는 평활화 과정이 적용된 맥파이고, n은 이동평균의 개수이며, P_{d-i}는 잡음이 최소화된 맥파이다. 이 과정을 통해 측정된 맥파에서 수축기 피크 위치를 감지하였다.

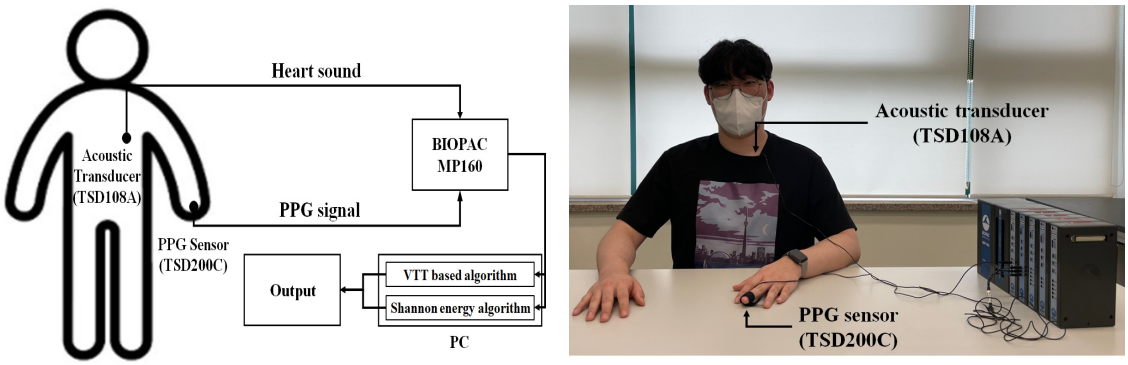
S1 및 S2 자동식별이 가능한 알고리즘 설계를 위해 심음과 맥파의 전처리 과정을 통해 얻은 S1 및 S2의 시점 매개변수와 맥파의 수축기 피크가 감지되는 시간의 상관관계를 분석하였다. 그 결과, S1은 심장에서 손가락의 말초혈관으로 최대 약 500 ms 후에 전달되었으며, S2는 일반적으로 맥파의 수축기 피크가 감지되는 약 ±20 ms에서 근처에서 발생하였다[12]. 이를 활용하여 식 (4)를 설계하였다.

$$Heart\ Sound_{sp}=\begin{cases}sp_1 & (T_{peak}-500\le T_{sp}< T_{peak}-20)\,[ms]\\ sp_2 & (T_{peak}-20\le T_{sp}\le T_{peak}+20)\,[ms]\end{cases} \quad (4)$$

$Heart\ Sounds_{sp}$는 전처리 과정을 통해 추출된 심음 시점의 매개변수에서 S1 및 S2를 식별하여 나타낸 것이고, T_{peak}는 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간이며, T_{sp}는 맥파의 수축기 피크가 감지된 동일한 심장 주기에서 심음 신호의 시점이 감지된 시간이다. sp_1은 S1의 시점으로써 $T_{peak}-500ms$와 $T_{peak}-20ms$ 사이에서 식별된 시점의 매개변수이고, sp_2는 S2의 시점으로써 맥파의 피크를 중심으로 $T_{peak}-20ms$와 $T_{peak}+20ms$사이에서 식별된 시점의 매개변수이다.

3. 실 험

Fig. 3(a)는 제안한 알고리즘과 Shannon energy 기반 알고리즘의 성능 비교 실험을 수행하기 위해 필요한 심음과 맥파를 동시 측정하는 실험의 개념도이다. 그림과 같이 삼첨판 부위 쪽인 피험자의 왼쪽 가슴 표면에는 음향 센서를, 왼손 중지 손가락에는 광전용적맥파 센서를 부착한다. 심음을 측정하기 위해 사용한 음향 센서(TSD108A, Biopac)는 직경 26 mm, 높이 10 mm로 크기가 작기 때문에 신체에 부착하기 용이하며, 1~1,250 Hz의 대역폭을 가지므로 10~250 Hz에 해당하는 정상적인 심음을 정확하게 측정할 수 있다. 맥파를 측정하기 위해 사용하는 광전용적맥파 센서(TSD200C, Biopac)는 적외선 방출기와 광 다이오드 감지기로 구성되어 있어 광학적 방법을 통해 심장 수축에 따른 혈액량의 변화를 기록하



(a) (b)

Fig. 3. Experimental setup for heart sound and PPG signal data acquisition. (a) Diagram of the experimental setup for data acquisition and (b) Experimental photo.

며, 신축성 있는 스트랩이 포함되어 있어 손가락에 부착하여 정확한 맥파를 측정할 수 있다. 센서를 통해 측정한 심음과 맥파는 전문 생체신호 획득 장치인 MP160(Biopac, USA)을 사용하여 수집하고 PC로 전송한다. 이 신호는 VTT를 활용한 알고리즘과 Shannon energy 기반의 알고리즘을 각각 적용하여 심음 식별 결과를 출력한다.

알고리즘을 적용하기 위해 필요한 심음과 맥파는 심혈관 질환 병력이 없는 건강한 성인 10명(성별: 남성, 연령: 24-30세)을 대상으로 수집하였다. 피험자들은 본 연구의 목적과 실험 절차에 대한 안내를 받고 동의서에 서명을 한 이후 실험에 참여하였다. 또한, 피험자의 긴장 상태를 완화하고 편안한 분위기를 조성하기 위해 피험자는 실내 적정 온도인 25°C 및 습도 50%를 유지한 공간에서 편한 자세로 의자에 앉아 5분 동안 휴식 시간을 가졌다. 이후, Fig. 3(b)와 같이 1분간 실험을 진행하고 1분간 휴식시간을 가지는 방식으로 총 5회 진행하였다.

4. 실험 결과 및 고찰

제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해서 먼저 측정된 생체신호를 바탕으로 자동 VTT 계산 알고리즘의 정확도를 분석하였다. Table 1은 10명의 피험자를 대상으로 측정된 S1 및 S2가 감지된 시간과 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간의 차이를 나타낸 것이다. 이를 이용하여 측정된 심음과 맥파의 상관관계를 분석하였을 때, 평균적으로 S1이 감지된 시간과 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간의 차이는 498.5 ms

Table 1. Result of correlation analysis between heart sound and PPG systolic peak.

Subject No.	Ppeak-S1 (ms)	Ppeak-S2 (ms)
1	493	15
2	495	16
3	502	20
4	500	19
5	498	19
6	496	17
7	503	20
8	497	17
9	503	19
10	498	18

이었으며, S2가 감지된 시간과 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간의 차이는 18.2 ms이었다. 이를 통해 S1이 발생할 때 흘러나온 혈액이 말초혈관까지 전달되기에는 약 500 ms이 소요되고, S2는 맥파의 수축기 피크가 감지되는 시점에서 20 ms 이내에 발생한다는 것을 확인하였다. 그러나 VTT는 키, 몸무게, 체지방 등과 같은 신체적 특징 및 콜레스테롤 수치, 염증성 사이토카인 수치 등과 같은 개인 건강 상태와도 밀접한 관련이 있으므로 건강한 성인 남성만 피험자로 설정하여 심음과 맥파를 획득하였다는 점에서 알고리즘 성능 평가의 한계 또한 존재한다[13,14].

또한, 제안한 알고리즘의 S1 및 S2 자동식별 알고리즘과 Shannon energy 기반 알고리즘의 성능을 비교하였으며, 심음 식별의 정확도는 식 (5)를 사용하여 계산하였다.

$$Acc. = \frac{TP}{TP+FP} \times 100\,[\%] \tag{5}$$

$Acc.$는 정확도, TP는 예측한 값의 참값, FP는 예측한 값의 거짓값을 의미한다. 그리고 S1이 한 번 발생할 때마다 1개의 맥파 수축기 피크가 발생한다는 점을 바탕으로 측정된 맥파에서 심박수(Heart Rate, HR)를 계산하여 예측값으로 설정하였다. Table 2는 측정된 심음과 맥파에 각각 VTT를 활용한 고 정확도 S1 및 S2 자동식별 알고리즘, Shannon energy 기반 알고리즘을 적용하여 심음 식별의 정확도를 비교한 결과이다. 피험자 10명을 대상으로 계산한 HR의 평균값은 70 bpm이었으며, 이를 바탕으로 S1과 S2의 식별 개수는 70개로 예측되었다. 우선 제안한 알고리즘을 적용한 결과, 평균적으로 S1은 69.7개, S2는 69개를 식별함으로써 각각 99.57%, 98.56%의 심음 식별 정확도를 나타내었다. 이에 반해 Shannon energy 기반 알고리즘은 평균적으로 S1은 66.8개, S2는 65.4개를 식별하며 각각 95.42%, 93.42%의 심음 식별 정확도를 나타내었다.

이러한 분석 결과를 통해 두 알고리즘 모두 S2보다 S1 식별의 정확도가 높은 것을 알 수 있었는데, 그 이유는 S1이 S2보다 진폭이 커서 전처리 과정에서 데이터 손실이 적기 때문이라고 예상할 수 있다[15]. 또한, 제안한 알고리즘은 Shannon energy 기반의 알고리즘과 심음 식별 정확도를 비교하였을 때 S1 시점 식별 정확도는 4.15%, S2 시점 식별 정확도는 5.15%가 높은 것을 알 수 있다. 이는 Wilcoxon 부호

Table 2. Comparison result of the proposed VTT based high-accuracy S1 and S2 automatic identification algorithm and the existing Shannon energy based algorithm.

Subject No.	HR [bpm]	VTT based algorithm				Shannon energy based algorithm			
		S1		S2		S1		S2	
		Value [EA]	Acc. [%]	Value [EA]	Acc. [%]	Value [EA]	Acc. [%]	Value [EA]	Acc. [%]
1	70	70	100	69	98.57	66	94.29	65	92.86
2	68	67	98.53	65	95.59	64	94.12	64	94.12
3	72	71	98.61	71	98.61	69	95.83	67	93.06
4	76	76	100	76	100	73	96.05	71	93.42
5	70	70	100	70	100	68	97.14	68	97.14
6	67	67	100	66	98.51	64	95.52	61	91.04
7	73	73	100	71	97.26	70	95.89	69	94.52
8	69	68	98.55	68	98.55	65	94.20	63	91.30
9	67	67	100	67	100	64	95.52	64	95.52
10	68	68	100	67	98.53	65	95.59	62	91.18

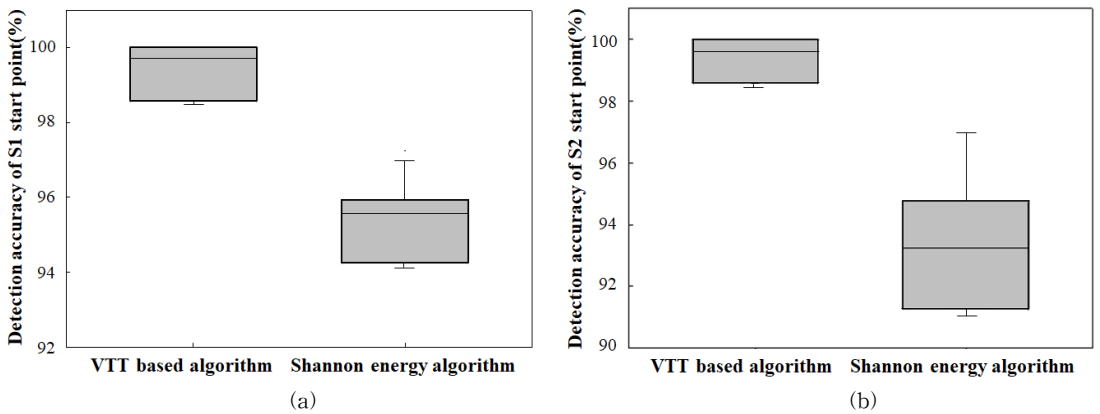


Fig. 4. Accuracy evaluation of the proposed VTT-based high-accuracy S1 and S2 automatic identification algorithm and the existing Shannon energy based algorithm through Wilcoxon signed rank test. (a) accuracy evaluation of the S1 time point identification and (b) accuracy evaluation of the S2 time point identification.

순위 검정을 사용하여 두 알고리즘 정확도의 평균값을 비교한 Fig. 4에서 명확하게 나타난다. 이와 같이 제안한 알고리즘이 Shannon energy 기반의 알고리즘보다 더 높은 정확도로 심음을 식별하는 이유는 복합 생체신호를 이용하여 상관관계를 분석함으로써 알고리즘을 설계하였기 때문이라고 추정된다.

5. 결 론

본 논문에서는 심음 식별의 정확도를 향상시키기 위해 VTT를 활용한 S1 및 S2 자동식별 알고리즘을 제안하였다. 제안한 알고리즘은 순환계통의 특성을 이용하여 심음과 맥파의 상관관계를 분석함으로써 S1 및 S2의 검출 성능을 높일 수 있도록 설계하였다. 제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 성인 남성 10명을 대상으로 심음과 맥파를 동시 측정하여 데이터를 수집하였다. 수집된 데이터를 통해 VTT를 계산한 결과, S1의 피크가 감지된 시간과 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간의 차이는 498.5 ms이었으며, S2의 피크가 감지된 시간과 맥파의 수축기 피크가 감지된 시간의 차이는 18.2 ms로써 제안한 알고리즘에 적용된 VTT의 정확도를 증명하였다. 또한, 제안

한 알고리즘과 Shannon energy 기반의 알고리즘의 정확도를 비교한 결과, 제안한 VTT를 활용한 알고리즘의 S1 식별은 4.15%가 높은 99.57%, S2 식별은 5.15%가 높은 98.56%의 정확도를 나타내며, 우수한 심음 식별 성능을 보여주었다.

그러나 현재 제안한 알고리즘은 특정 연령대의 건강한 성인 남성의 데이터만 활용하여 성능 평가를 진행하였다는 한계를 가지고 있으며, 향후에는 다양한 연령대의 건강한 성인 남성과 여성을 대상으로 데이터베이스를 구축하고 알고리즘을 최적화할 예정이다. 이렇게 최적화된 알고리즘이 개인용 스마트 청진기에 탑재된다면, 실시간 심장 기능 자동 진단 서비스에 활용할 수 있으며, 이는 심혈관 환자뿐만 아니라 태아 및 산모의 모니터링 시스템에도 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCE

[1] The story on the World Health Organization (2020), https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death (accessed December 9, 2020).

[2] R.M. Gardner and K.W. Hollingsworth, "Optimizing the Electrocardiogram and Pressure Monitoring," *Critical Care Medicine*, Vol. 14, No. 7, pp. 651-658, 1986.

[3] T.R. Reed, N.E. Reed, and P. Fritzson, "Heart Sound Analysis for Symptom Detection and Computer-Aided Diagnosis," *Simulation Modelling Practice and Theory*, Vol. 12, No. 2, pp. 129-146, 2004.

[4] S. Mangione and L.Z. Nieman, "Cardiac Auscultatory Skills of Internal Medicine and Family Practice Trainees: A Comparison of Diagnostic Proficiency," *Jama*, Vol. 278, No. 9, pp. 717-722, 1997.

[5] H.Y. Kim, S.W. Lee, and J.K. Hong, "Noise Reduction Using Spectral Subtraction in the Discrete Wavelet Transform Domain," *Korea Multimedia Society*, Vol. 4, No. 4, pp. 306-315, 2001.

[6] S. Patidar and R.B. Pachori, "Segmentation of Cardiac Sound Signals by Removing Murmurs Using Constrained Tunable-Q Wavelet Transform," *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 8, No. 6, pp. 559-567, 2013.

[7] R.A. Kesbi, A. Valipour, and K. Imani, "CarDio respiratory System Monitoring Using a Developed Acoustic Sensor," *Healthcare Technology Letters*, Vol. 5, No. 1, pp. 7-12, 2018.

[8] J.L. Moraes, M.X. Rocha, G.G. Vasconcelos, J. E. Vasconcelos Filho, V.H.C. De Albuquerque, and A.R. Alexandria, "Advances in Photopletysmography Signal Analysis for BiomedIcal Applications," *Sensors*, Vol. 18, No. 6, pp. 1894, 2018.

[9] P.D. Stein, H.N. Sabbah, J. Lakier, D.J. Magilligan Jr, and D. Goldstein, "Frequency of the First Heart Sound in the Assessment of Stiffening of Mitral Bioprosthetic Valves," *Circulation*, Vol. 63, No. 1, pp. 200-203, 1981.

[10] J.L. Moraes, M.X. Rocha, G.G. Vasconcelos, J.E. Vasconcelos Filho, V.H.C. De Albuquerque, and A.R. Alexandria, "Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications," *Sensors*, Vol. 18, No. 6, pp. 1894, 2018.

[11] M. Elgendi, R. Fletcher, Y. Liang, N. Howard, N.H. Lovell, D. Abbott, et al., "The Use of Photoplethysmography for Assessing Hyper- tension," *NPJ Digital Medicine*, Vol. 2, No. 1, pp. 1-11, 2019.

[12] O. Tahar, O. Nadia, B. Redouane, D. Nabil, and B.-R. Fethi, "New Parameter Available in Phonocardiogram for Blood Pressure Estimation," *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 301-310, 2018.

[13] S. M. Lee, E.K. Park, I.Y. Kim, and S.I. Kim, "An Estimating Method for Systolic Blood Pressure by Using Pulse Transit Time and Physical Characteristic Parameters," *The Insititude of Electronic and Information Engineers*, Vol. 42, No. 3, pp. 41-46, 2005.

[14] S.N. Shukla, K. Kakwani, A. Patra, B.K. Lahkar, V.K. Gupta, A. Jayakrishna, et al., "Noninvasive Cuffless Blood Pressure Measurement by

Vascular Transit Time," *28th International Conference on VLSI Design*, pp. 535-540, 2015.
[15] V.N. Varghees and K. Ramachandran, "A Novel Heart Sound Activity Detection Framework for Automated Heart Sound Analysis," *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 13, pp. 174-188, 2014.

이 수 민

2017년 2월 계명대학교 의용공학과(공학사)
2021년 현재 계명대학교 대학원 의학과 의용공학전공 (공학석사과정)
Interest : Embedded system design, AI-based biosignal analysis algorithm

웨 이 췬

2008년 8월 경북대학교 전자공학과(공학사)
2010년 8월 경북대학교 전자공학과(공학석사)
2014년 8월 경북대학교 전자공학과(공학박사)

2021년 현재 계명대학교 의과대학 의용공학과 조교수
Interest : Biomedical system design, Speech recognition, Binaural hearing aids

박 희 준

1999년 2월 경북대학교 전자공학과 (공학사)
2001년 2월 금오공과대학교 전자공학과 (공학석사)
2016년 2월 경북대학교 전자공학과 (공학박사)

2021년 현재 계명대학교 의과대학 의용공학과 부교수
Interest : Biomedical system, Medical informatics, Rehabilitation engineering