



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)



심장 상태 분석이 가능한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템 개발 이 수 민

2023년  
2월

석사학위논문

# 심장 상태 분석이 가능한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템 개발

계명대학교 대학원  
의학과

이 수 민

지도교수 박희준

2023년 2월



심장 상태 분석이 가능한  
멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의  
개인용 청진 시스템 개발

지도교수      박   희   준

이 논문을 석사학위 논문으로 제출함

2 0 2 3   년   2   월

계 명 대 학 교 대 학 원  
의 학 과

이 수 민

# 이수민의 석사학위 논문을 인준함

주 심 이 중 하

부 심 박 희 준

부 심 웨 이 천

계 명 대 학 교 대 학 원

2 0 2 3 년 2 월

## 목 차

1. 서 론 .....	1
2. 재료 및 방법 .....	8
3. 성 적 .....	25
4. 고 찰 .....	35
5. 요 약 .....	37
참고문헌 .....	38
Abstract .....	47
국문초록 .....	50

## 그 립 목 차

<그림 1> 심장과 관련된 생체신호를 측정하기 위한 기존의 방법 .....	6
<그림 2> 제안한 개인용 청진 시스템 개념도 .....	17
<그림 3> 순환계통 특성을 활용해 심음과 PPG의 생리학적 상관관계 분석 으로 계산된 VTT .....	18
<그림 4> VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘 순서도 .....	19
<그림 5> 스택 오버플로 방지 알고리즘의 순서도 .....	20
<그림 6> VTT 기반의 계산식에 따라 심음 자동 분석이 적용된 결과	21
<그림 7> 제안한 개인용 청진 시스템 하드웨어 개념도 .....	22
<그림 8> 제안한 개인용 청진 시스템 케이스 설계도 .....	23
<그림 9> 개발한 개인용 청진 시스템 성능평가 실험 설계도 .....	24
<그림 10> 제안한 개인용 청진 시스템 PCB 제작 .....	29
<그림 11> 제안한 개인용 청진 시스템 케이스 제작 .....	30

<그림 12> 개발한 개인용 청진 시스템 성능평가를 위한 실험 사진	.....	31
<그림 13> 개발한 개인용 청진 시스템과 MP160으로 측정된 심음 신호 비교	.....	32
<그림 14> 개발한 개인용 청진 시스템과 MP160으로 측정된 PPG 신호 비교	.....	33
<그림 15> Wilcoxon 부호순위 검정을 통해 구현한 VTT 기반 심음 자동 분석 알고리즘과 기존의 Shanon Entropy 기반 알고리즘 정확도 평가 결과	.....	34

# 1. 서론

심장은 2개의 심방, 2개의 심실, 심실 수축 시 혈액의 역류 방지를 위한 4개의 판막으로 구성되어 있으며, 동방결절(SA node)에서 발생하는 전기적 신호가 심근 세포에 전달되어 수축과 이완 운동을 반복함으로써 각 신체 조직에 필요한 혈액을 충분히 공급한다[1,2]. 심혈관 질환은 심장을 구성하고 있는 구조나 기능 등 순환계통에 이상이 생긴 경우를 의미하며, 크게 선천성 심장병과 후천성 심장병으로 나뉘는데, 특히 후천성의 경우에는 동맥경화증, 고혈압, 부적절한 식습관으로 인해 주로 발병한다[3]. 또한 심혈관 질환은 전 세계 10대 주요 사망 원인 중 1위, 국내 주요 사망 3대 원인으로 기록될 만큼 고위험군 질병이다[4,5]. 심혈관 질환의 종류로는 부정맥, 심근증, 판막 질환, 심부전증, 관상동맥 질환 등이 있으며, 뇌졸중, 뇌경색, 급성 심근경색과 같은 질병을 유발하여 돌연사를 일으키기도 하므로 평소에 별도의 증상이 없더라도 지속적으로 심장 상태 관찰을 통해 위험 인자를 파악하고 관리하는 것이 중요하다[6].

심혈관 질환이 발병되고 이를 진단하는 과정에서의 대표적인 전조증상은 3가지가 있는데, 그 첫째는 불규칙한 맥박이다. 맥박은 심장 내 동방결절에서 발생한 전기자극으로 인해 심방이 규칙적으로 수축할 때 말초동맥에서 촉진되는 혈관의 박동으로써, 분당 60~100회를 정상 범위로 본다[7,8]. 만약 근육에 전달되는 전기신호의 교란이 생겨서 불규칙한 수축으로 인해 심장의 정상적인 리듬이 깨진다면, 심장박동이 갑자기 빨라지는 빈맥이나 느려지는 서맥, 불규칙적인 박동에 해당하는 심방세동이 나타난다.

전조증상의 두 번째는 불규칙한 첫 번째 심음(S1)과 두 번째 심음(S2) 간의 지속 시간이다. 일반적인 S1의 평균 지속 시간은 100ms이고, S2의 평균 지속 시간은 80ms이다[9,10]. S1과 S2가 평균 지속 시간보다 비정상적으로 길어지는 경우에는 대동맥 협착증, 승모판 역류, 개방적 동맥관과 같은 방실판막 폐쇄 부전 또는 대동맥판 역류, 개방적 동맥관과 같은 대동맥 판막이나 폐동맥 판막의 손상을 의심할 수 있다[11].



세 번째 전조증상은 세 번째 심음(S3), 네 번째 심음(S4), 말굽소리와 같은 심잡음이다. S3와 S4는 S1과 S2보다 낮은 음조로, 드물게 건강한 아이나 운동선수에게서 청진할 수 있다. 그러나 일반인의 경우에 이러한 소리가 측정되는 경우는 병적 심음으로 분류하며, 울혈성 심부전, 심실 비대, 좌심실 부전, 심장 판막증과 같은 질병을 의심할 수 있다. 또한 말굽소리와 같은 심잡음이 측정되는 경우는 승모판막 폐쇄 부전, 대동맥판 협착증, 대동맥판 역류와 같은 심장 판막 질환이 원인일 수 있다[12-14].

이처럼 심혈관 질환의 전조증상을 확인하고 심장 상태 분석을 위해 대상자의 생체신호를 측정하는 다양한 진찰 도구 및 방법이 사용되고 있다. 그중 가장 일반적인 방법은 인체에 전극을 부착해 심장에서 나타나는 전기적 활성도를 감지하는 심전도 검사(Electrocardiogram monitoring, ECG monitoring)이다[15]. 심전도 검사는 심장의 전기적 활성도를 감지하는 방법으로서 대상자에게 별도의 통증을 동반하지 않으며, 검사에 걸리는 시간 또한 5분 이내로 짧기 때문에 간단하고 편리하다. 하지만 전기 전도도 증가를 위해 피부에 별도의 전극 연고나 젤리를 사용하여야 하고, 그림 1(a)와 같이 여러 개의 전극을 흉곽 부근이나 사지에 부착해야 한다는 불편함이 있다[16,17]. 또한 빈맥, 서맥, 심방세동과 같은 부정맥 증상은 순간적으로 발생하고 사라지는 경우가 많으므로 한 번의 검사만으로 정확한 진단을 하기는 매우 어렵다.

그림 1(b)에 나타낸 것과 같이 24시간 동안 ECG 신호를 측정하여 대상자의 어지러움, 실신, 가슴 통증 등의 증상과 부정맥 관련도를 파악하는 24시간 ECG 검사(Holter ECG Monitoring) 또한 활발히 수행되고 있다[18]. 5분 이내에 검사가 완료되는 심전도 검사와는 달리, 하루 동안 장치를 부착하고 심장의 상태를 확인하게 되므로 부정맥, 협심증 등 심장 상태에 대한 정확한 분석이 가능하다[19]. 그러나 결국 내원을 통한 혈액 검사, 방사선 촬영, 전문의와의 상담 등이 필요하며, 검사 기간에는 흉부에 전극을 부착하고 손바닥 크기의 장치를 착용한 상태가 유지되어야 하므로 샤워나 운동 등 일상생활에 제약이 발생한다[20,21].

그림 1(c)에 나타낸 청진기는 진찰 과정에서 필수적으로 사용되고 있는

진단 기기로서 심장박동으로 인해 발생하는 소리인 심음(Heart Sound, HS), 흡기나 호기에 발생하는 호흡음 등 여러 장기음을 청진하기 위해 활용되고 있다[22]. 이는 비침습적인 방법으로 쉽고 빠르게 인체의 이상징후를 진단할 수 있지만, 주변 환경 및 사용자의 숙련도나 경험에 의한 주관적인 판단이 진찰 과정에 영향을 미친다는 한계를 가지고 있다[23,24]. 또한, 정량적인 수치로 결과가 나타나는 것이 아니므로 정확한 진단을 위해 비전문가인 개인이 사용하기에는 어려움이 있다. S. Mangione & L. Z. Nieman은 전문의 453명과 의대생 88명을 대상으로 녹음된 심음을 분석하여 청진 소견의 정확도를 분석하는 연구를 진행하였는데[25], 실험 참가자들에게 심음이 녹음된 파일을 들려준 후 설문조사를 실행한 결과, 12가지의 심장 관련 이상징후 중 약 20%만 인식함으로써 청진 단계만으로는 정확한 진단의 어려움이 있음을 보여주었다.

그림 1(d)에 나타낸 웨어러블 디바이스인 스마트 밴드 및 위치는 LED 빛을 혈관에 조사하여 혈액량의 변화를 측정하는 센서인 광전용적맥과(Photoplethysmography, PPG) 센서를 탑재함으로써 편리하게 사용자의 건강 상태 확인이 가능하다[26]. 웨어러블 디바이스의 특성상 일상생활 속에서 누구나 사용하기 쉬우며, 약 10초 동안 생체신호를 측정하여 분당 심박수 확인이 가능하다.

심박수 분석을 위한 도구로써는 심전도 신호로부터 심박 변이도(Heart Rate Variability, HRV)를 분석하는 방법이 많이 사용되었으나, S. Lu 등은 간단한 PPG 센서를 이용하여 맥파 변이도(Photoplethysmography Variability, PPGV) 값을 추출하고, 이를 심박수 분석에 사용할 수 있는 방법에 관한 연구를 수행하였다[27]. HRV와 PPGV의 정량적인 값을 비교한 결과, 0.00001 미만으로 높은 상관관계를 나타내었으며, HRV를 대체하는 방안으로 PPGV를 사용하여도 됨을 증명하였다. 그러나 PPG 측정의 정확도 향상을 위해서는 전극과 피부의 접촉력이 높은 상태를 유지해야 하며, 심근의 수축과 이완이나 규칙적인 심장박동 유무 등을 측정하기에는 어려움이 있어 전문적인 진단 기기로 활용하기에는 한계가 있다[28,29]. 이처럼 심장 상태 분석을 위해 활용되고 있는 기존의 심전도 검사, Holter 심전도,

청진기, 스마트 밴드 및 위치는 단일 생체신호만 활용하는 방법으로써 동잡음에 취약하고 정확한 검사 결과 해석을 위한 전문의의 개입과 함께 오랜 시간 측정이 필요하다는 단점이 있다.

이러한 단점을 해결하기 위해 최근에는 두 가지 이상의 생체신호를 활용하는 멀티모달 생체신호 측정 기술을 활용한 다양한 연구가 활발히 진행되고 있다. D. Marzorati 등은 압력 센서와 PPG 센서를 사용하여 심음과 PPG를 동시 측정하고, 이로부터 환자의 건강 상태 분석이 가능한 장치를 개발하는 연구를 수행하였다[30]. 두 개의 센서를 통해 심음과 PPG를 동시에 측정함으로써 심음 센서 하나만 사용할 때보다 높은 분석 정확도를 나타내었으며, 전문 진단기기로 활용 가능성을 입증하였다. 그러나 이 장치는 흉곽 부근에 직접 부착해야 하는 번거로움을 가지고 있으며, S1과 좌심실 수축 전 혈관의 압력이 가장 낮아지는 시점인 S파만 식별하기 때문에 수축기 피크를 기준으로 하는 맥박 주기를 예측하는 추가적인 알고리즘이 필요하며, S1 외의 심음 식별이 불가능하다는 한계를 가지고 있다.

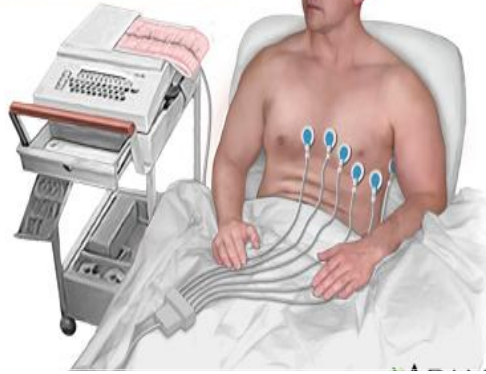
K. A. Babu 등은 동시 측정된 대상자의 심음과 PPG를 이용한 새로운 신호 처리 알고리즘을 구현하였다[31,32]. 이 알고리즘은 S1, S2 식별이 가능하고 제한적이지 않은 실험 환경에서도 높은 정확도와 견고성을 나타내며, 실험을 통해 다양한 환경 속에서 활용 가능성을 증명하였다. 그러나 아두이노 보드를 통해 5초간 심음과 PPG를 측정하기 때문에 두 생체신호 간 동기화 문제가 있었으며, 별도의 하드웨어가 개발되지 않은 상태에서 신호 처리를 통해 심음 식별이 가능한 알고리즘만을 구현하였기 때문에 실제 상용화되기에는 한계가 있었다.

R. J. Lehner 등은 심전도, 심음, 맥파(Plethysmograph, PTG)를 동시 측정하고 데이터를 획득할 수 있는 3-channel 마이크로컨트롤러(Microcontroller unit, MCU) 시스템을 개발하였다[33]. 이 시스템은 심전도 신호와 맥파의 첨두치(peak)를 참조하여 심음 신호를 분할하고, 이로부터 수축기와 이완기 식별 및 주기 계산이 가능한 형태로 구현되었다. 그러나 10초 동안 측정된 데이터를 활용해 평균값으로부터 심장 상태 분석이 이루어지기 때문에 정확한 결과 분석에 어려움이 있으며, 대상자는 측정을 위해

앙와위 자세를 유지하고 3가지의 센서를 인체에 부착한 상태를 유지해야 하므로 일상생활에서 사용 가능한 웨어러블 디바이스로 활용하기에는 적합하지 않다.

따라서 선행 연구를 통해 비전문가인 일반인이 쉽고 간편하게 지속적으로 건강 상태 모니터링이 가능하도록 사용자의 심음과 맥파의 동시 측정이 가능한 접이식 반지형 구조의 스마트 청진 장치를 개발하였다[34]. 이는 휴대하기에 적합하고 일상생활에서 활용도가 높았지만, 접이식 구조로 인해 반복적으로 여닫는 과정에서 2개의 인쇄회로기판(Printed Circuit Board, PCB)을 연결하는 케이블이 끊어지는 문제가 있었다.

이에 본 논문에서는 선행 연구의 문제점을 해결하고 편의성, 내구성을 향상하기 위해 심음 자동 분석 알고리즘을 탑재한 개인용 청진 시스템을 제안하였다. 이 시스템은 멀티모달 생체신호 측정기술에 기반하고 있으며, 사용자의 편의성을 위해 컴퓨터 마우스 구조로 설계되었다. 전체 시스템은 심음과 PPG 동시 측정을 위해 음향 센서와 PPG 센서를 사용하여 병렬적인 구조로 설계하였으며, 측정된 데이터 처리 및 시스템 제어를 위해 저전력 소비 마이크로프로세서를 사용하였다. 신호 처리를 위해서 먼저 동시 측정된 심음과 PPG를 활용해 생리학적 상관관계 분석을 하였고, 이로부터 평균적인 혈관 통과 시간(Vascular Transit Time, VTT)을 계산하였다. 동잡음 및 주변 환경에 의한 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정을 거친 후, 계산식을 바탕으로 한 심음 자동 분석 알고리즘을 통해 S1과 S2를 식별하며 심장 상태 분석이 이루어진다. 측정 및 처리된 데이터는 스마트폰 전용 애플리케이션으로 전송하여 사용자가 시각화된 데이터를 언제나 확인할 수 있도록 하였다. 제안한 시스템과 알고리즘의 성능평가를 통해 제안한 시스템의 생체신호 수집도 및 심음 식별 정확도를 평가하여 효용성을 검증하였다.



(a)



(b)



(c)



(d)

그림 1. 심장과 관련된 생체신호를 측정하기 위한 기존의 방법 (a) ECG monitoring, (b) Holter ECG monitoring, (c) 청진기, (d) 스마트 워치

## 2. 재료 및 방법

### 2.1. 청진 시스템 구상:

본 논문에서 제안한 심장 상태 분석이 가능한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템의 개념도는 그림 2와 같다. 제안한 시스템은 사용자가 착용한 뒤 장치의 아랫부분을 흉곽 부근에 위치시킴으로써 심음과 PPG의 동시 측정이 가능하도록 장치의 하단부에는 기존의 청진기와 동일하게 청진판 부분의 벨(bell)과 하단 포트 음향 센서를 배치하였으며, 상단부에는 PPG 센서를 배치하였다. 또한 전체적인 외관 구조는 한 손으로 잡기 편하도록 개인용 컴퓨터 마우스 구조와 유사하게 설계하였으며, 착용시 고정이 쉽게 휴대전화의 그립톡(Griptok) 케이스 개념을 응용해 손가락 고정 부분을 설계하였다. 사용자가 제안된 청진 시스템을 착용하면, 음향 센서와 PPG 센서를 통해 동시 측정된 심음과 PPG 신호는 병렬적인 구조로 설계된 MCU로 전송된다. 심음 자동 분석 결과의 정확도를 향상시키기 위해 전송된 각각의 신호는 필터링, 평활화, 정규화 등 신호 전처리 과정을 거친 후, 심음의 중요 시점들(S1, S2)과 PPG 수축기의 첨두치를 추출한다. 추출된 변수들은 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘을 통해 S1과 S2로 식별이 이루어지고, 이러한 정보를 스마트폰 전용 애플리케이션으로 전송한다. 이렇게 전달된 심장 상태 분석 결과는 스마트폰 전용 애플리케이션을 통해 실시간 모니터링이 가능할 뿐만 아니라, 맥박수를 관찰하여 빈맥, 서맥, 심방세동 등 심박의 가변성 확인도 가능하다.

#### 2.1.1. 심음(Heart Sound, HS):

심장근의 수축, 판막의 폐쇄, 혈류 변화에 따라 심장벽이나 혈관벽에 발생하는 혈액 진동음을 심음이라고 하며, 건강한 성인을 기준으로 그림 3(a)



와 같이 S1과 S2를 측정할 수 있다. S1은 방실승모판과 삼첨판의 순차적인 폐쇄로 인해 심실 수축기 초기에 발생하고, 주파수 범위는 50~150 Hz에 해당하며, S2는 대동맥판과 폐동맥판의 폐쇄로 인해 심실 이완기 초기에 발생하는 소리로, 주파수 범위는 50~200 Hz에 해당한다[9,10,35]. S1은 S2보다 저음이고 소리의 지속 시간이 길다는 특징이 있으며, S1과 S2의 지속 시간은 각각 약 70~150 ms, 60~120 ms이다[35,36]. 이외에도 심실 확장기에 심방에서 심실로 혈액이 급격히 흘러 들어갈 때 발생하는 심실벽 진동음인 S3, 심방 수축 전에 열린 방실판 구멍을 통해 혈액이 흘러가면서 발생하는 소리인 S4, 심장 내부나 근처 혈액의 소용돌이로 인한 말굽소리 등에 해당하는 심잡음이 존재한다[37].

### 2.1.2. 맥파(Plethysmogram, PTG):

심장의 수축과 이완에 따라 전달되는 혈류량의 변화를 맥파(PTG)라고 하는데, 혈관 밀도가 높은 컷불, 손가락, 발가락 등의 말초 부위에서 측정되며, 주파수 범위는 0.5~5 Hz에 해당한다[38]. PTG의 전달 속도는 동맥의 두께나 혈액의 밀도와 같은 혈관 상태와 신장, 몸무게 등 개인 건강 상태가 영향을 미치지 않지만, 보편적으로 250 ms가 소요되며, 시점에서 수축기 피크까지 나타나는 데에는 약 100 ms가 소요된다[39,40].

이러한 PTG를 측정하기 위한 도구로는 빛의 흡수 및 반사율을 이용한 PPG 센서가 주로 사용되고 있다. PPG 센서는 혈류량의 변화에 따라 반사되는 빛의 양도 달라지며, 혈액 내 산화 헤모글로빈이 녹색 빛의 흡수율이 높다는 특성을 활용해 녹색 빛을 피부에 조사하였을 때 반사하거나 투과된 빛의 양을 검출하는 방식이다[41].

이를 이용함으로써 PPG 측정 외에도 생명 유지에 필요한 생리학적 상태를 나타내는 주요 지표인 활력징후인 맥박, 호흡수, 혈중 산소 포화도 (SpO<sub>2</sub>)도 측정도 가능하다.



### 2.1.3. 혈관 통과 시간(Vascular Transit Time, VTT):

심장에서 나온 혈액이 신체의 각 말단에 전달되는 시간을 혈관 통과 시간(VTT)이라 하며, 이는 심장과 혈관 상태 분석의 도구로 활용할 수 있다 [42-45]. 다양한 사전 연구에서 건강한 성인을 대상으로 한 VTT 계산을 위해 순환계통의 특성을 활용해 심음과 PPG의 생리학적 상관관계가 분석되었는데, 실험을 통해 측정된 심음 및 PPG, VTT 신호의 예시를 그림 3에 나타냈다. 심음의 S1과 S2, PPG 수축기 피크의 생리학적 상관관계 분석 결과, 심장이 수축됨과 동시에 S1 청진이 가능하고, 심장 수축을 기점으로 약 350 ms가 지난 후에 PPG 수축기 피크가 나타나며, 심장의 수축기 기간인 300 ms가 지나고 심장의 이완이 시작될 때 S2 청진이 가능한 것을 확인하였다.[35,39,40,46]. 따라서 그림 3(c)와 같이 PPG 수축기 피크 부근에서 S2의 시점이 나타나는 것을 알 수 있었으며, 이를 활용하여 심음 자동 분석 알고리즘을 구현하고자 하였다.

## 2.2. 혈관 통과 시간 기반의 심음 자동 분석 알고리즘 구현

그림 4는 제안한 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘의 순서도를 나타낸 것으로, 심음과 PPG의 동시 처리를 통한 심음 분석이 가능하도록 병렬 구조로 설계하였다. 측정된 심음 및 PPG는 대역 통과 필터(Band Pass Filter, BPF)를 이용해 외부 환경이나 사용자의 움직임으로 인한 잡음을 제거한 뒤, 전처리 과정을 통해 심음의 시점들과 PPG 수축기 피크들을 추출한다. 추출된 매개 변수들은 이후 순환계통의 특성을 이용한 심음과 PPG 간 생리학적 상관관계 분석을 통해 계산된 VTT 계산식을 이용하여 S1 시점과 S2 시점으로 자동 식별되도록 구현하였다. 심음과 PPG 전처리 과정과 혈관 통과 계산식을 활용해 심음 자동 분석이 이루어지는 과정은 아래에서 자세히 설명하였다.

### 2.2.1. 심음 전처리 과정:

심음 전처리 과정은 BPF, 섀넌 엔트로피(Shannon Entropy), 정규화, 임계값 적용으로 이루어진 4단계를 통해 S1과 S2 시점들을 추출하는 과정이다. 1단계는 측정된 심음에서 실험 환경이나 대상자가 착용한 옷 등 주변 환경에 의해 발생한 소리, 다른 장기의 움직임으로 인해 발생하는 소리 등을 최소화하여 정확한 S1과 S2의 시점들을 추출하기 위해서 S1과 S2 신호가 포함된 주파수 대역인 20~200 Hz로 설정한 BPF를 사용하였다.

2단계는 BPF를 통해 잡음이 최소화된 심음 신호에서 S1과 S2의 위치를 식별하기 위해 Shannon Entropy를 활용하였다. Shannon Entropy는 신호의 에너지 변화량을 분석하는 방법으로써, 본 논문에서는 S1과 S2의 에너지 변화량과 S3, S4, 말굽소리와 같은 심잡음이나 다른 장기음의 에너지 변화량의 차이를 활용하여 Shannon Entropy 기반의 식(1)을 적용하였다.

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

$SE_{HS}$ 는 BPF 과정을 거친 심음 신호에 에너지 변화를 활용해 계산식을 적용한 심음 데이터이고,  $N$ 은 20 ms 구간 내에서 처리된 평활화된 데이터이며,  $x$ 는 BPF를 통해 잡음이 최소화된 심음 신호이다.

3단계는 정규화 과정으로써, 최소-최대 정규화 방법을 사용하였다. 이를 통해 에너지 변화량을 활용해 처리된 심음 데이터의 스케일 값 중 가장 작은 값은 0, 가장 큰 값은 1로 설정하고 나머지 값들은 비율에 맞춰 0과 1 사이의 값으로 변환한다. 또한, 해당 과정에서 처리된 심음 신호의 다량의 데이터 축적으로 인해 발생할 수 있는 스택 오버플로 현상을 방지하기 위해 추가적인 알고리즘도 구현하였다. 스택 오버플로 방지 알고리즘의 순서도는 그림 5에 나타냈으며, 인덱스 오류로 인해 잘못된 값을 출력하는 현상을 방지하고자 메모리를 재사용할 수 있는 구조로 설계하였다.

4단계는 S1과 S2의 시점들을 추출하기 위해 임계치를 적용하는 과정이다. 임계치 적용을 통해 임펄스 신호로 변환하는 과정은 식(2)를 사용하였다.

$$Impulse_{HS} = \begin{cases} 1 & (\alpha + SE_{avg} < SE) \\ 0 & (Otherwise) \end{cases} \quad (2)$$

$Impulse_{HS}$ 는 임계값 적용을 통해 나타난 심음의 임펄스 신호이고,  $SE_{avg}$ 는 식(1)에서 계산된  $SE_{HS}$ 의 평균값이다. 그리고 임계값 설정을 위해 사용된  $\alpha$ 는 N. Giordano와 M. Knaflitz의 논문에서 사용된 상수 5를 선택하였다[35]. 이를 이용해 임펄스 신호의 연속 지점 사이 간 기울기 변화를 감지함으로써 S1과 S2의 시점들을 추출하였다.

### 2.2.2. 맥파 전처리 과정:

PPG 전처리 과정은 BPF, 정규화, 평활화 과정인 3단계로 구성하였으며, 이를 통해 수축기 피크들이 추출된다. 1단계에서는 측정된 PPG에서 주변 환경에 의해 발생한 소리, 대상자의 움직임으로 인해 발생하는 소리 등을 최소화하여 정확한 수축기 피크를 추출하고자 정상 PPG 주파수 대역인 0.5~5 Hz로 설정한 BPF를 사용하였다.

2단계는 정규화 과정을 적용하여 BPF를 통해 잡음이 최소화된 PPG 데이터의 스케일링 값을 0부터 1까지 나타냈다. 심음 전처리 과정과 마찬가지로, 처리된 PPG 신호의 데이터 축적으로 인해 발생할 수 있는 스택 오버플로를 방지하고자 그림 5에 나타낸 알고리즘을 적용하였다.

3단계에서는 정확한 수축기 피크를 검출하기 위해 식(3)을 활용하여 평활화 과정을 적용하였다.

$$Smooth_{PPG} = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} N_{ppg-i}}{n} \quad (3)$$

$Smooth_{PPG}$ 는 평활화 과정이 적용된 PPG 신호이고,  $N_{ppg}$ 는 정규화 과정까지 적용되어 잡음이 최소화된 PPG 신호이다.  $n$ 은 이동평균의 개수로, K. Babu 등의 논문을 참조해 샘플 개수는 10으로 선택하였다[31,32].

### 2.2.3. 혈관 통과 시간 계산식을 활용한 심음 자동 식별:

S1과 S2 시점들을 자동 식별하기 위해 심음과 PPG 전처리 과정을 통해 추출된 심음 시점과 PPG 수축기 피크, 생리학적 상관관계 분석에 따라 계산된 VTT를 이용해 식(4)를 정의하였다.

$$HS_{sp} = \begin{cases} S1_{sp} & (T_{Ppeak} - VTT \leq T_{HS_{sp}} < T_{Ppeak} - \beta) \quad [ms] \\ S2_{sp} & (T_{Ppeak} - \beta \leq T_{HS_{sp}} \leq T_{Ppeak} + \beta) \quad [ms] \end{cases} \quad (4)$$

$HS_{sp}$ 는 VTT 기반의 계산식을 적용함으로써 나타난 심음 자동 분석 결과이고,  $T_{Ppeak}$ 와  $T_{HS_{sp}}$ 는 각각 전처리 과정을 통해 추출된 수축기 피크가 감지된 시점과 심음 시점이다. VTT는 심장 수축을 기점으로 약 350 ms가 지난 후에 PPG 수축기 피크가 나타난다는 점을 활용하여 400 ms로 설정을 하였으며,  $\beta$ 는 VTT와 심장의 수축기 기간인 300 ms가 지나고 심장의 이완이 시작될 때 S2 청진이 가능하다는 점을 활용하여 100 ms으로 설정하였다.

이를 통해 추출된 심음 시점들이 S1과 S2로 자동 식별이 가능하도록 구현하였으며, 정의한 VTT 기반의 계산식에 따라 심음 자동 분석이 적용된 결과 일부를 그림 6에 나타냈다.

## 2.3. 멀티모달 생체신호 측정이 가능한 청진 시스템 설계

### 2.3.1. 하드웨어 설계:

본 연구에서 제안한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 청진 시스템 하드웨어의 개념도는 그림 7과 같다. 심음과 PPG 동시 측정을 위해 디지털 MEMS(Micro Electromechanical System) 음향 센서와 PPG 센서를 사용하였으며, 시스템 제어와 측정된 데이터 처리 및 무선 통신을 위해 MCU와 통합하여 전체적인 구조를 설계하였다.

심음 측정을 위해 선택한 디지털 MEMS 음향 센서(ICS-43434, TDK, Japan)는 64 dBA의 높은 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)과 20 Hz부터 30 MHz까지 광대역 주파수 응답 범위를 가지고 있기 때문에 20~200 Hz 주파수 범위에 해당하는 심음을 측정하기에 적합하다. 또한 센서 감도 허용 오차는  $\pm 1$  dB로 별도의 시스템 보정이 필요 없으며, 24 bit I<sup>2</sup>S 통신환경을 갖추고 있어 마이크로프로세서에 직접 연결이 가능하기 때문에 데이터 손실을 최소화할 수 있다[47].

PPG 측정을 위해 선택한 PPG 센서(MAX86140, Maxim Integrated, USA)는 맥박 산소 측정기와 심박수 모니터 모듈이 통합되어 있기 때문에 PPG 측정에 용이하다. 이 센서는 18 bit의 아날로그-디지털 변환기(ADC), 표준 SPI(Serial Peripheral Interface) 호환 인터페이스를 통해 음향 센서와 같이 마이크로프로세서에 직접 연결이 가능하다. 또한 저잡음 신호 조절 알고리즘이 내장되어 있어 과도 응답 제거 속도가 빠르고, 소비 전력이 낮으며, 주변광 제거 회로가 설계되어 있으므로 PPG 측정 및 심박수 감지와 같은 용도에도 적합하다.

시스템 제어와 측정된 데이터 처리 및 무선 통신을 위해 고성능 저전력 블루투스 SoC ARM Cortex-M4 프로세서(EFR32BG, SiliconLabs, USA)를 메인 프로세서로 선택하였다. 이 칩에는 전체 디지털 신호 처리 명령어 세트와 부동 소수점 장치를 제공하기 때문에 빠른 생리학적 신호 처리가 가

능하며, 통합 보안 하위 시스템을 통해 개인의 생리학적 데이터 유출을 방지할 수 있다. 또한 지원하는 멀티태스킹(multitasking) 기능을 이용해 2개의 병렬 채널을 구성하여 심음과 PPG의 동시 측정이 가능하도록 설계하였으며, 심음 측정 및 처리 과정에서 데이터 수신부터 특징 추출까지 연속적으로 처리하기 위해 핑퐁(Ping-Pong) 버퍼 구조를 사용하였다. 이후 측정 및 처리된 데이터들은 내장된 19 dBm의 최대 출력 전력과 -102.7 dBm의 수신기 감도를 가지고 있는 블루투스 기능을 이용해 사용자의 스마트폰으로 안정적으로 전송될 수 있도록 하였다.

### 2.3.2. 케이스 설계:

제안한 개인용 청진 시스템은 사용자가 한 손으로 들고 착용하여 심음과 PPG를 동시에 측정하는 것을 목표로 설계되었으며, 사용의 편의성 및 다양한 연령대의 사람이 사용하기에 적합하도록 표준형의 컴퓨터용 마우스 크기를 기준으로 선택하였다[48].

그림 8은 제안한 개인용 청진 시스템의 케이스 설계도이다. 그림 8(a)는 케이스 설계도 윗면으로, 장치 사용 시 고정의 용이성을 위해 스마트폰 케이스 중 그립톡과 유사한 접이식 핑거 홀더를 부착하였기 때문에 사용자가 스스로 잡고 가슴에 부착하여 생체신호 측정이 가능하다. 핑거 홀더를 통해 사용자가 착용하였을 때, 검지나 중지 손가락의 첫 번째 부분인 말단 지골이 가깝게 접근하는 부근에 PPG 센서를 위치시켜 PPG 신호 측정이 쉽게 설계하였으며, 3개의 스위치를 통해 전원 및 동작 모드(operation mode) 선택이 가능하도록 설계하였다. 그림 8(b)는 케이스 설계도의 바닥면으로, 심음 측정을 위해 기존의 청진기와 동일하게 청진판 부분의 벨(bell)을 설계하였으며, 측정된 심음 및 PPG 신호와 배터리 잔량을 확인할 수 있도록 OLED 화면과 빠른 데이터 전송 및 충전을 위한 USB-C 타입 연결이 가능한 커넥터를 함께 설계하였다.

## 2.4. 개발한 개인용 청진 시스템 성능평가 실험 설계

제안한 심장 상태 분석이 가능한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템의 심음 및 PPG 신호 측정 수집 성능과 심음 자동 분석 알고리즘 정확도 평가를 위해 그림 9와 같은 실험을 설계하였다. 개인용 청진 시스템의 심음 및 PPG 측정 및 수집의 정확도 성능평가를 위해 다중 채널 생리학적 데이터 수집 시스템(MP160, BIOPAC System, USA)을 기준으로 사용하였으며, 심음 및 PPG 동시 측정을 위해 MP160에서 제공하는 접촉 음향 변환기(SS17LA)와 PPG 센서(TSD200C)를 사용하여 대상자의 가슴 표면과 왼손 중지에 부착하도록 설계하였다. 또한, 신호 수집의 정확도를 위해 외부의 침입이 제한된 독립된 공간에서 실험을 수행하였으며, 연구 대상자의 편안한 상태 유지를 위해 성인 남성 평균 키 175 cm를 기준으로 각각 68cm, 45cm의 높이의 책상과 의자를 준비하였다. 제안한 장치와 MP160 시스템을 통해 측정된 각각의 심음과 PPG는 PC로 전송되어 .mat 확장자를 가지는 압축 파일로 저장된다. 이후 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘 평가를 위해 Shannon Entropy 기반의 알고리즘과 비교 분석을 통한 정확도 평가를 수행하였다[31,32].

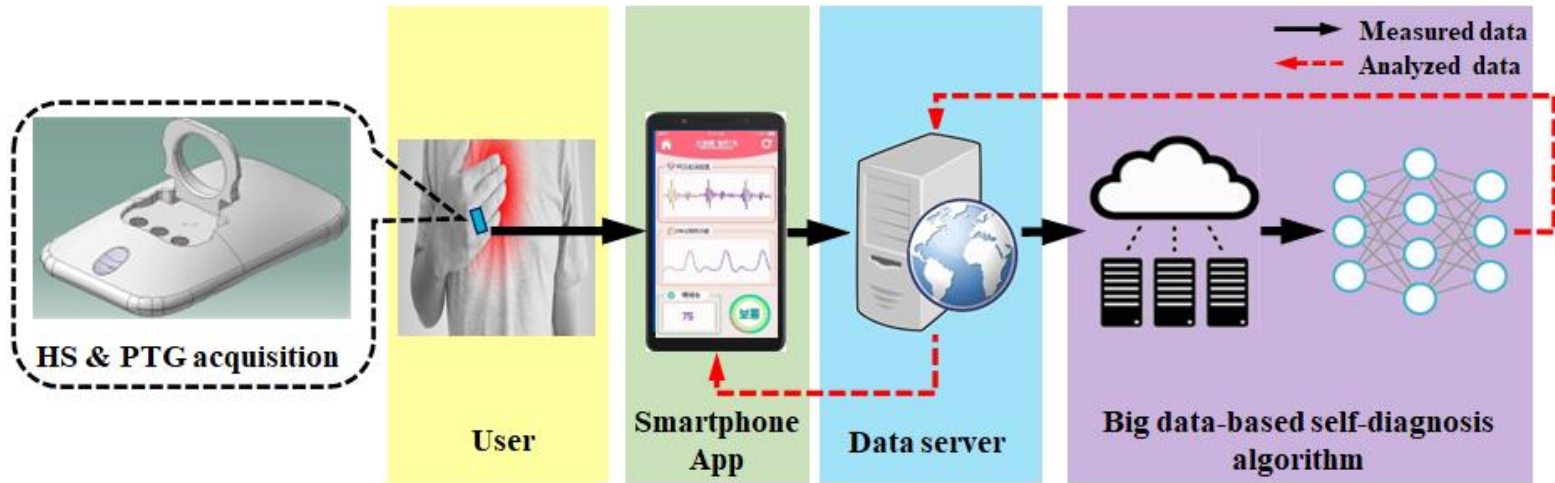


그림 2. 제안한 개인용 청진 시스템 개념도



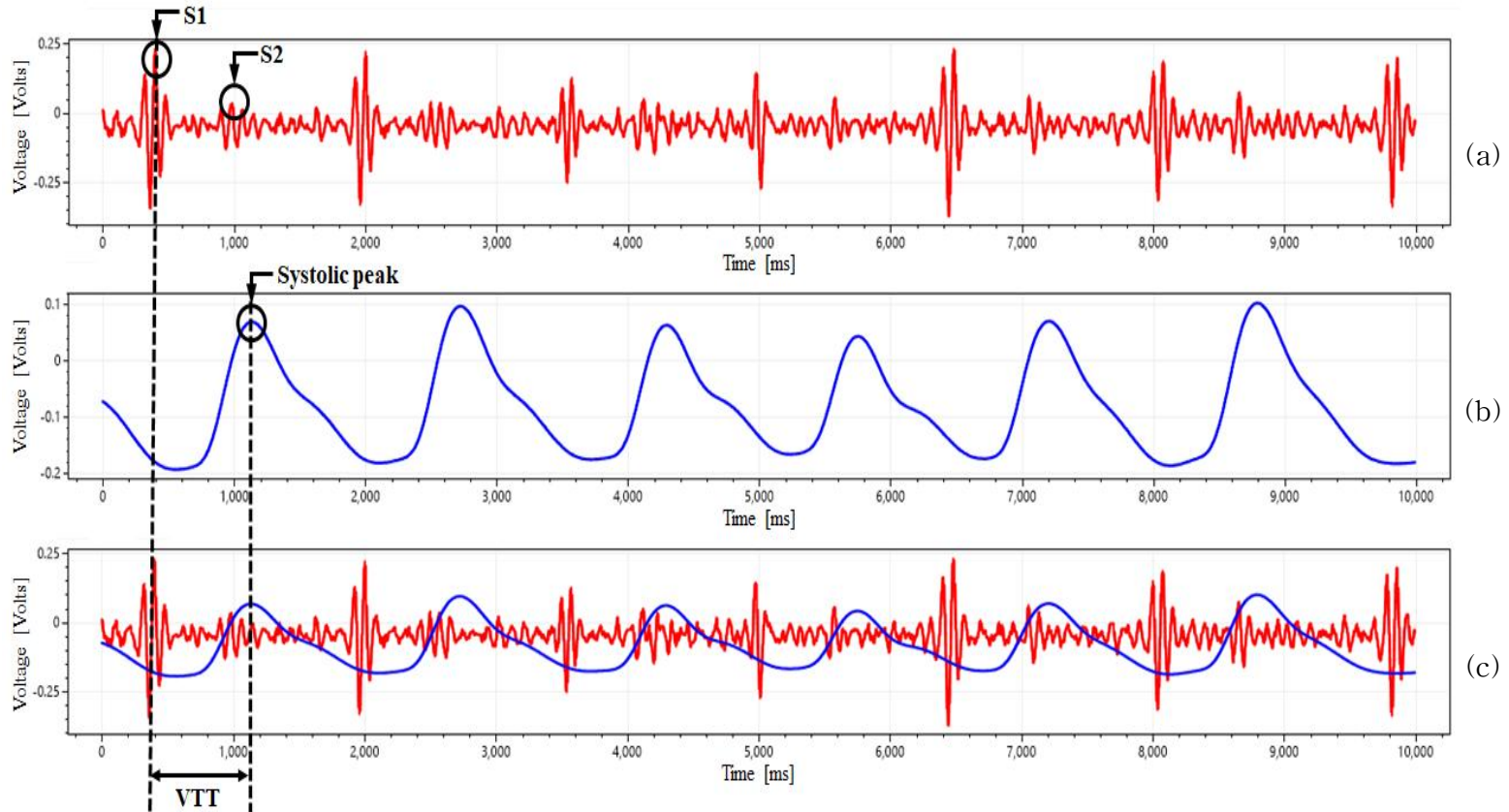


그림 3. 순환계통 특성을 활용해 심음과 PPG의 생리학적 상관관계 분석으로 계산된 VTT

(a) 심음 신호 측정 예시, (b) PPG 신호 측정 예시, (c) 계산된 VTT 예시

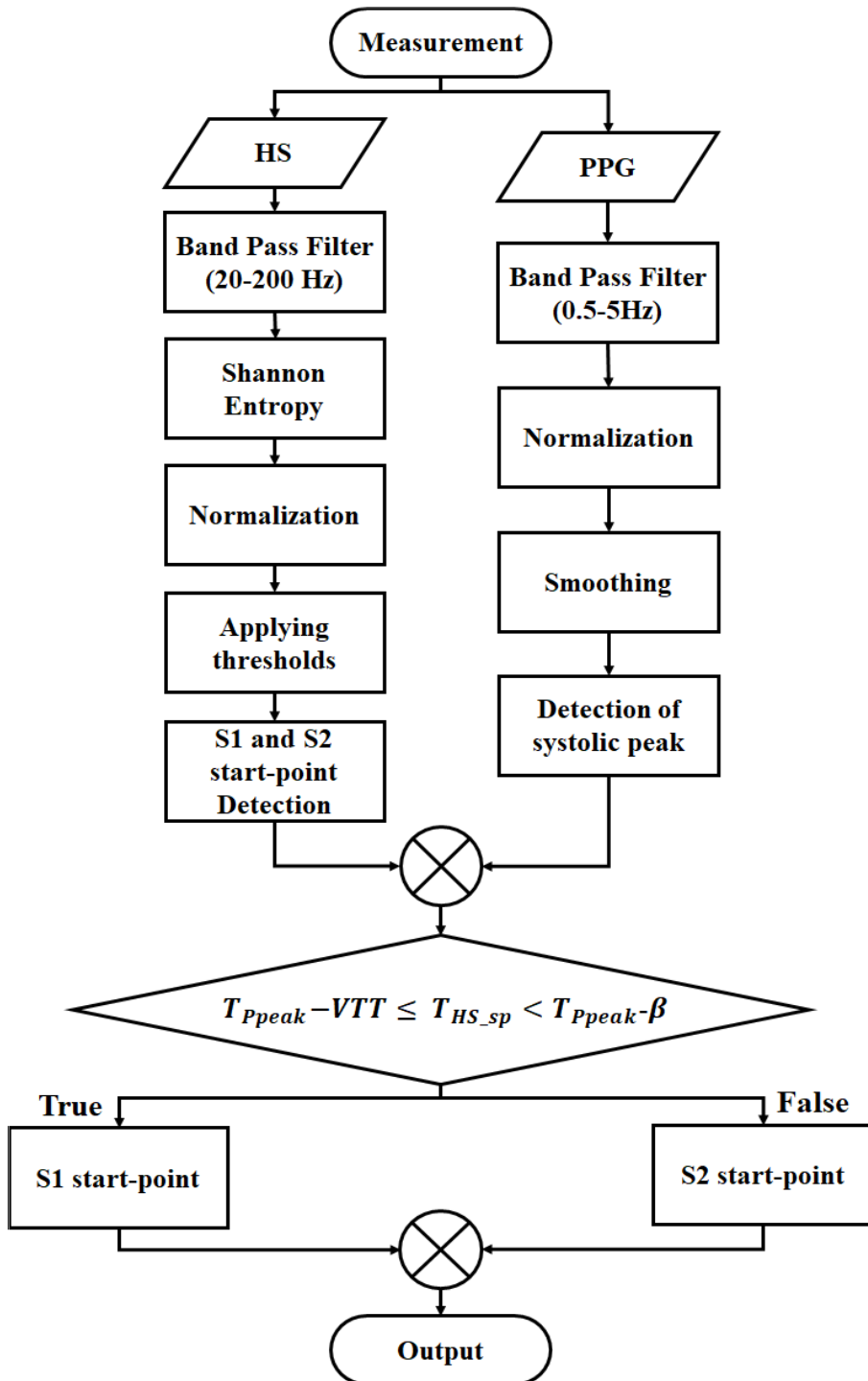


그림 4. VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘 순서도

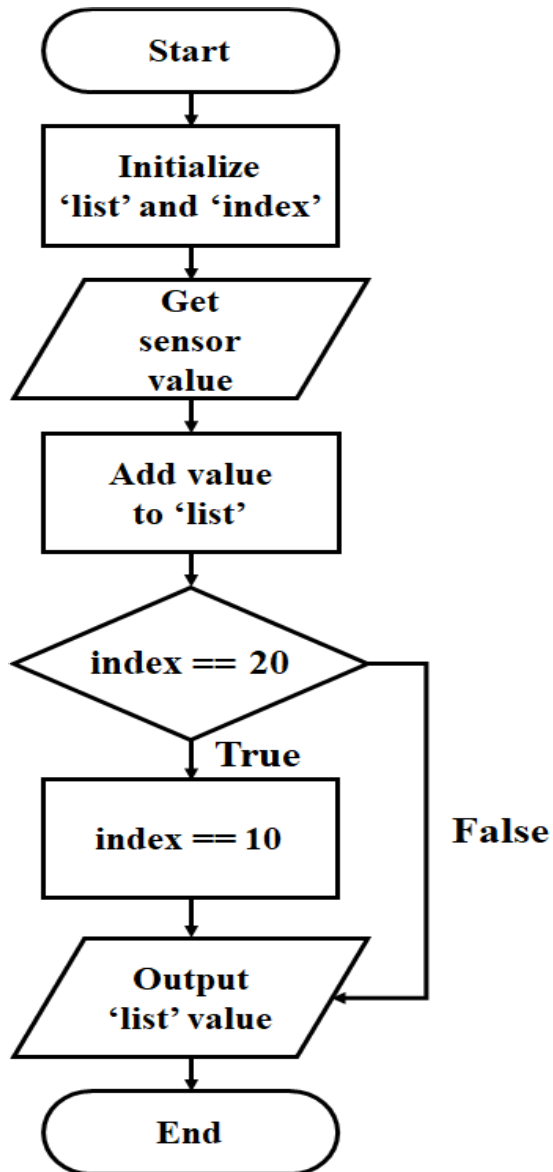


그림 5. 스택 오버플로 방지 알고리즘의 순서도

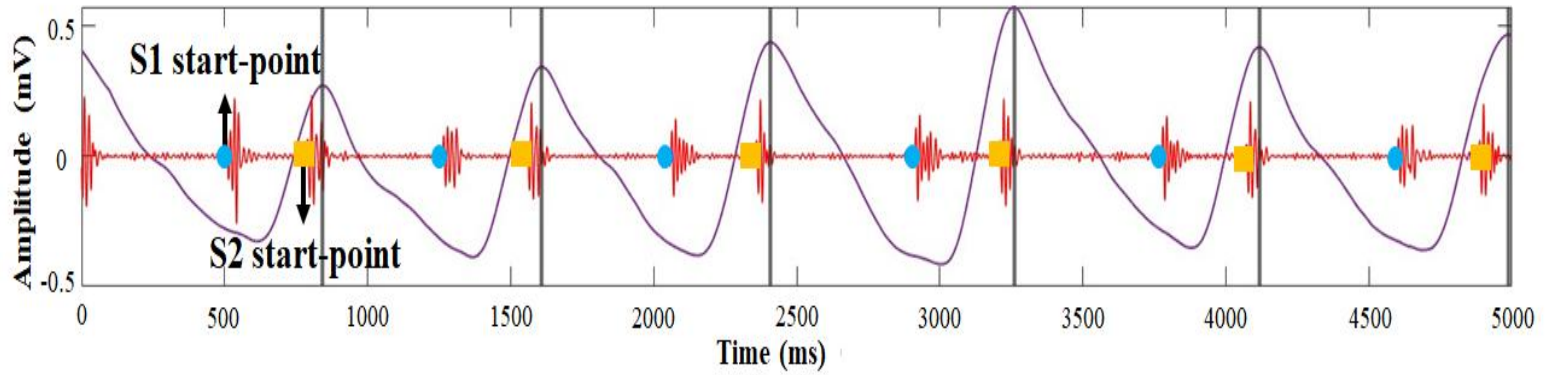


그림 6. VTT 기반의 계산식에 따라 심음 자동 분석이 적용된 결과

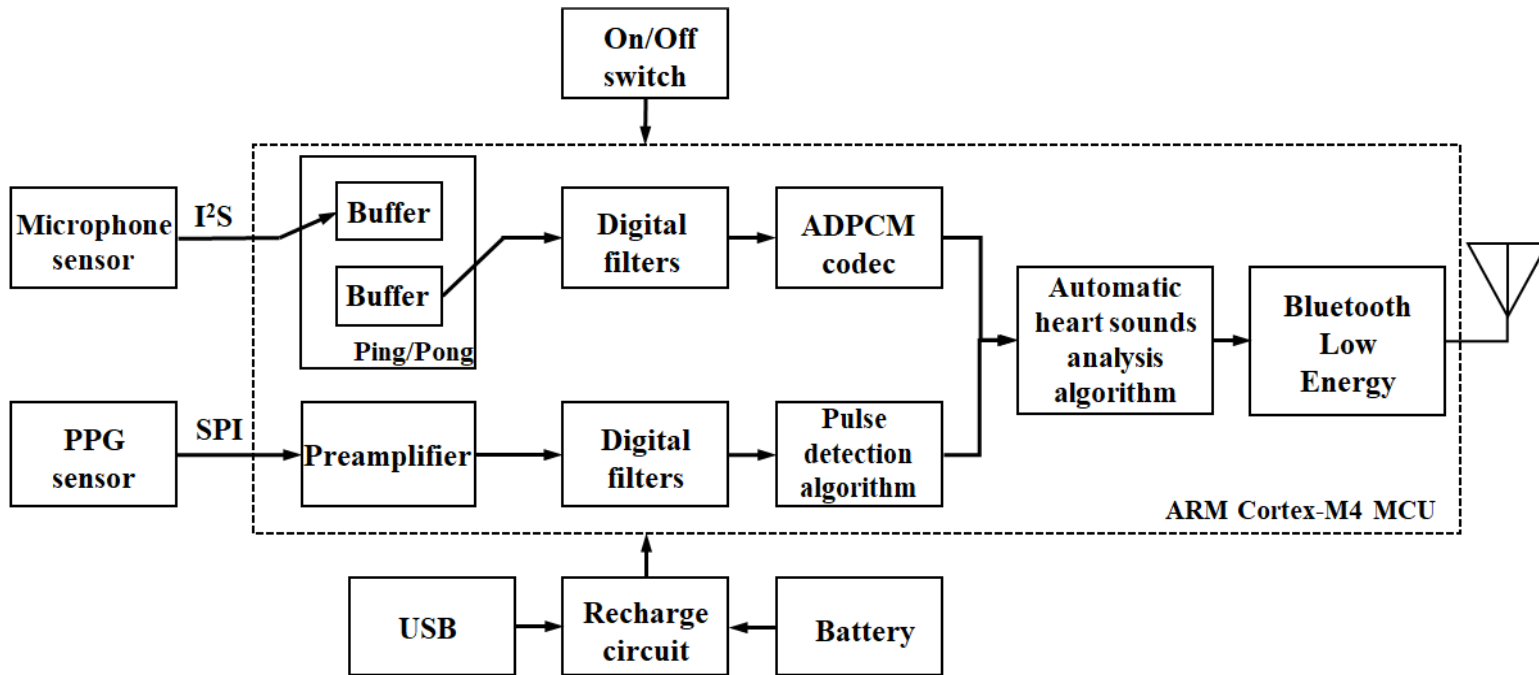
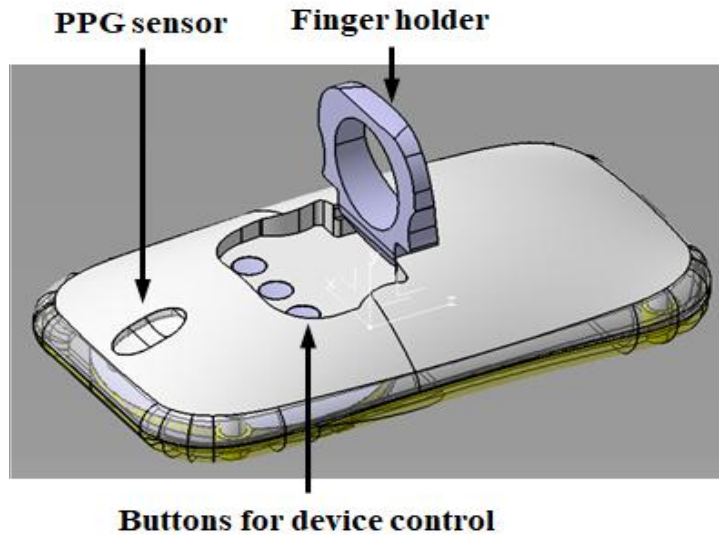
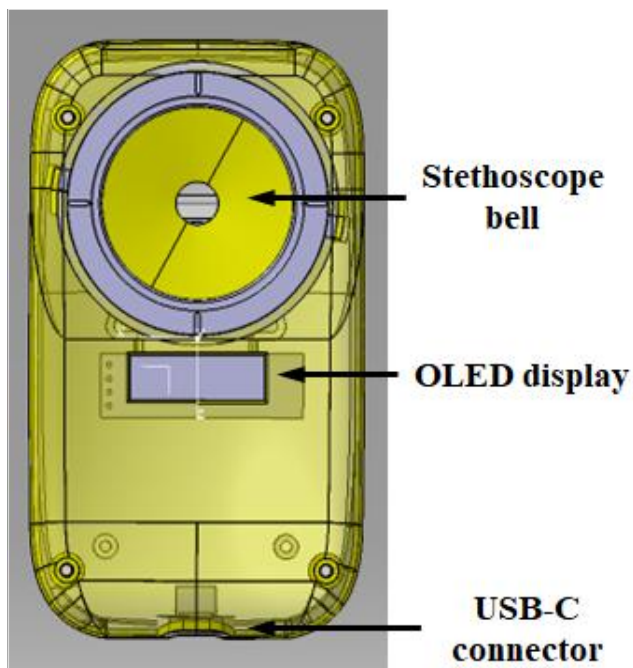


그림 7. 제안한 개인용 청진 시스템 하드웨어 개념도



(a)



(b)

그림 8. 제안한 개인용 청진 시스템 케이스 설계도  
 (a) 케이스 설계도 윗면 (b) 케이스 설계도 바닥면

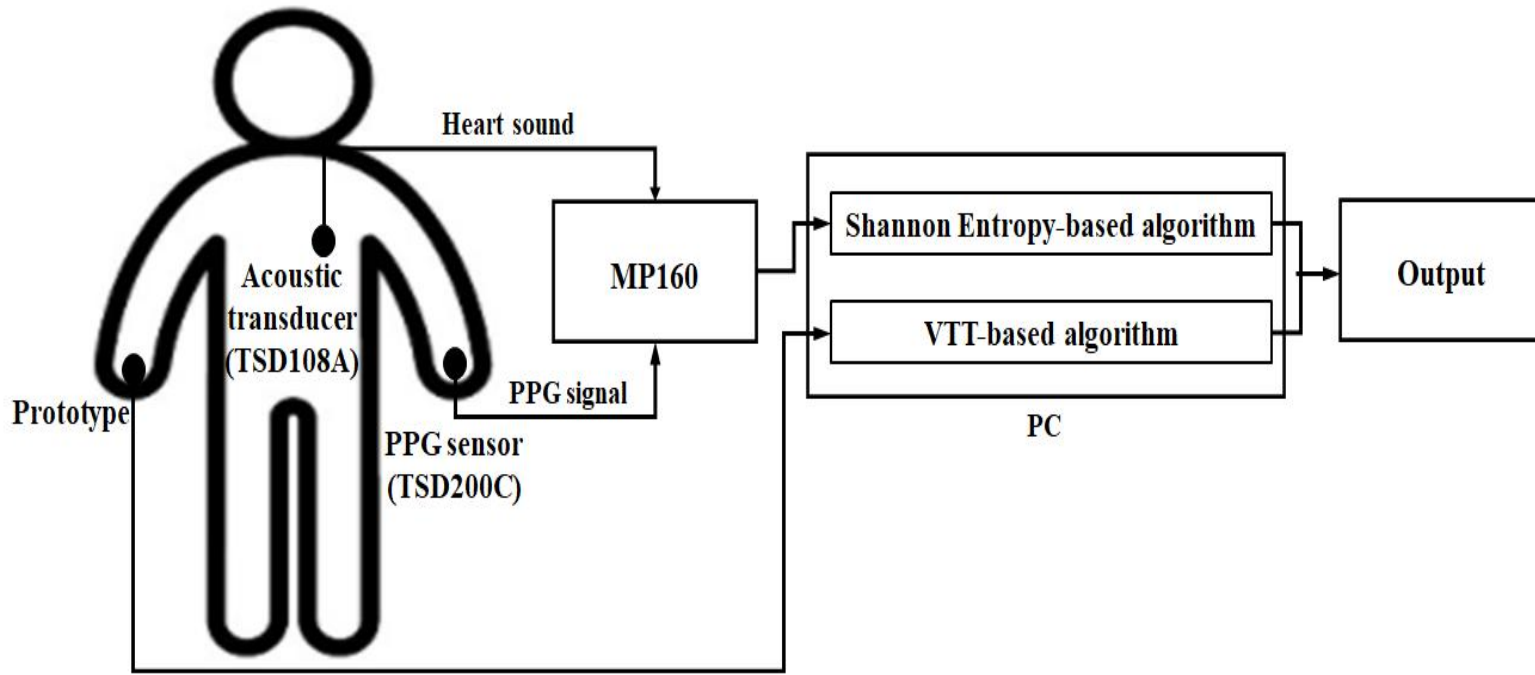


그림 9. 개발한 개인용 청진 시스템 성능평가 실험 설계도

## 3. 성 적

### 3.1. 개인용 청진 시스템 PCB 및 케이스 제작

#### 3.1.1. PCB 제작:

그림 10은 제안한 개인용 청진 시스템의 PCB로써, 단층 에폭시 PCB (FR-4) 구조이며, 98×40×1.6 mm 크기로 제작하였다. PCB의 상단 표면은 생체신호 측정을 위한 센서, 전원 공급을 위해 4.7 V 350mAh 리튬 재충전 배터리 및 USB-C 타입의 포트, 통신 부품을 배치하였다. 심음 측정을 위해 선택한 디지털 MEMS 음향 센서는 하단 포트 마이크 센서인 점을 고려하여 작은 구멍이 PCB를 통과하도록 하여 음향 센서와 청진판 부분의 벨을 연결해 측정된 진동을 전달하도록 설계하였다. 또한 무선 통신의 강도를 높이기 위해 2.4 GHz 주파수에서 블루투스 통신이 가능한 인터디지털 (Interdigital) 모양 패턴 안테나를 적용하고, 다른 전기 구성 요소에 의해 발생하는 노이즈를 차단하여 원활한 블루투스 통신이 가능하도록 음영 라인도 설계하였다. PCB 하단에는 0.91인치 크기의 OLED 화면을 배치함으로써 사용자가 측정된 심음 및 PPG 신호와 배터리 잔량을 확인할 수 있도록 고정하였다. 전체 시스템은 단일 칩 CMOS OLED 제어 드라이버에 의해 구동되며, I<sup>2</sup>C 인터페이스를 통해 마이크로프로세서에 연결하였다.

#### 3.1.2. 케이스 제작:

케이스 설계 과정에서는 SolidWorks<sup>®</sup>(Dassault Systems, USA)를 이용하여 기구설계를 진행하였고, 이를 바탕으로 고품질 3D 프린터를 통해 초기 형상을 제작하고, 내부와 외부의 매끄러운 질감을 위해 후가공을 통해 광택 처리를 함으로써 그림 11(a), (b)와 같이 케이스를 제작하였다. 제작된



케이스는 아크릴로니트릴 부타디엔 스티렌(Acrylonitrile-Butadiene-Styrene, ABS) 재질로 되어 있으며, 크기는 10×5×3 cm, 무게는 8 g으로 제작하였다. 그림 11(a)에서와 같이 PPG 센서가 배치된 부분은 두께 1 mm의 투명 유리로 제작하여 사용자의 PTG 측정을 위한 최적의 구조로 설계하였다. 그림 11(b)에 나타난 벨 부분의 진동막은 기존 청진기의 표준 크기와 같이 4.5 cm의 상용화된 제품 CK-S601PF(Spirit, Taiwan)을 사용하였으며, 링 모양의 파스너(fastener)를 사용해 진동막을 고정하였다. 제작 및 조립된 개인용 청진 시스템을 착용한 모습은 그림 11(c), (d)에 나타내었다.

## 3.2. 개인용 청진 시스템 성능평가

### 3.2.1. 개발한 청진 시스템 심음과 맥파 측정 정확도 성능평가:

개발한 개인용 청진 시스템의 심음 및 PPG 측정의 정확도를 평가하기 위해 MP160(Biopac Systems, USA) 시스템을 기준으로 하여 비교 실험을 수행하였다. 심음 및 PPG는 심혈관계 관련 기저질환이 없는 건강한 성인 20명(남성, 24~27세)를 대상으로 수집하였다. 연구 대상자들은 본 연구의 목적, 실험 절차, 위험 요소, 보상 등 연구와 관련된 내용에 대해 충분한 설명을 듣고 동의서에 서명을 한 이후 실험에 참여하였다.

연구 대상자의 긴장 상태를 완화하고 편안한 분위기를 조성하기 위해 실내 적정 온도인 25°C 및 습도 50%를 유지한 독립된 공간에서 준비된 책상과 의자에 편안한 자세로 앉아 5분간 휴식을 취하게 하였다. 이후 그림 12와 같이 오른손에는 개발한 청진 시스템을 착용해 왼쪽 가슴 부근에 위치시키고, MP160에서 지원하는 음향 변환기와 PPG 센서는 각각 왼쪽 가슴 표면과 왼손 중지 손가락에 부착하였다. 실험의 전체 소요 시간은 약 10분으로, 1분간 신호를 측정 후, 1분은 휴식을 취하는 방식으로 총 5회 진행하였다. 실험을 통해 측정 및 수집된 신호는 PC로 전송하여 .mat 형태로 저장하여 비교 분석을 통해 정확도 평가를 수행하였다.

개발한 개인용 청진 시스템과 MP160으로 측정된 심음 및 PPG 신호의 비교 분석 결과는 각각 그림 13 및 그림 14에 나타내었다. 그림 13(a)는 개발한 청진 시스템으로 측정한 심음 신호이고, 그림 13(b)는 MP160으로 측정한 심음의 원시 신호이다. 두 가지의 시스템으로 각각 측정된 심음 신호 간의 유사성 분석 결과를 그림 13(c)에 나타내었다. Pearson 상관관계 분석을 통해 나타난 두 신호 간의 상관계수는 평균  $0.98(r=0.98\pm 0.02)$ 로, 양의 선형 관계를 나타내었다.

그림 14(a)는 개발한 청진 시스템으로 측정한 PPG 신호이고, 그림 14(b)는 MP160으로 측정한 PPG 원시 신호이다. 심음 신호의 유사성 분석과 마찬가지로, 두 가지의 시스템으로 각각 측정된 PPG 신호 간의 유사성 분석 결과를 그림 14(c)에 나타내었다. PPG 신호 간의 유사성 분석 결과, Pearson 상관계수는 평균  $0.96(r=0.96\pm 0.03)$ 로 계산되어 양의 선형 관계를 나타냈으며, 이를 통해 개발한 개인용 청진 시스템으로 측정되는 생체신호 성능을 신뢰할 수 있음을 입증하였다.

### 3.2.2. 구현한 심음 자동 분석 알고리즘 정확도 성능평가:

본 논문에서 구현된 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘의 정확도를 평가하기 위해, 기존에 심음 분석을 위해 많이 사용되고 있는 Shannon Entorpy 기반의 알고리즘을 비교 대상으로 선정하였다. 개발된 청진 시스템을 통해 동시에 측정된 심음과 PPG 신호는 .mat 형식의 파일로 PC에 저장되며, 이후 MATLAB® R2020b 환경에서 각각의 분석 알고리즘을 적용한 후 그 결과를 저장하였다. 이후 VTT 기반의 알고리즘과 Shanoon Entropy 기반의 알고리즘을 적용한 결과를 바탕으로 전체 데이터에 대해 올바르게 심음 분석이 이루어졌는지 평가하기 위해 식(5)를 이용해 정확도를 계산하였다.

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \times 100 \quad (5)$$

*ACC*는 알고리즘을 적용한 뒤 정확도를 평가한 결과이고, *TP*는 S1 및 S2가 나타나서 올바르게 감지한 경우, *TN*은 S1 및 S2가 나타났으나 감지되지 않은 경우, *FP*는 S1 및 S2가 나타나지 않아서 올바르게 감지하지 않은 경우, *FN*은 S1 및 S2가 나타나지 않았으나 다른 소리로 감지된 경우이다.

정확도 평가의 객관적 분석을 위해 윌콕슨 부호 순위 검정(Wilcoxon Signed Rank Test)을 사용한 결과를 그림 15에 나타내었다. 그림 15(a)는 윌콕슨 부호 순위 검정을 통해 나타낸 S1 시점 식별의 정확도이고, 그림 15(b)는 S2 시점 식별의 정확도이다. 분석 결과, 본 논문에서 제안한 VTT 기반 심음 자동 분석 알고리즘은 기존의 Shannon Entropy 알고리즘과 비교하였을 때 S1 식별의 정확도는 4.15% 높은 99.57%, S2 식별의 정확도는 5.15% 높은 98.56%를 보였다. 이를 통해 멀티모달 생체신호 측정 기술을 활용하였을 때 높은 정확도로 심음 분석이 가능하다는 것을 확인하였다.

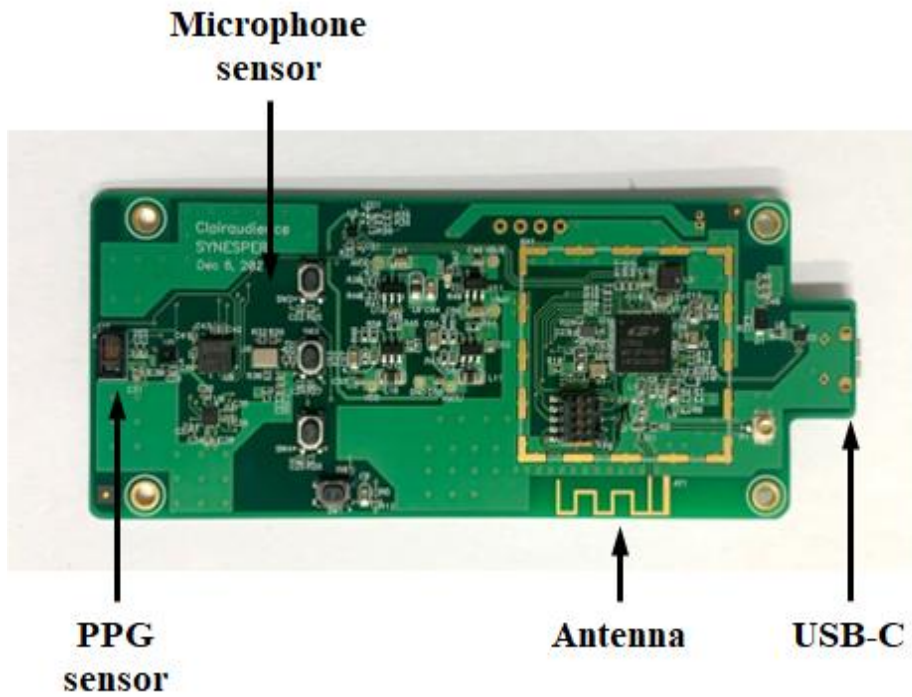


그림 10. 제안한 개인용 청진 시스템 PCB 제작



(a)



(b)



(c)



(d)

그림 11. 제안한 개인용 청진 시스템 케이스 제작  
(a) 조립된 케이스 윗면, (b) 조립된 케이스 바닥면,  
(c) 청진 시스템을 착용한 윗면, (d) 청진 시스템을 착용한 옆면

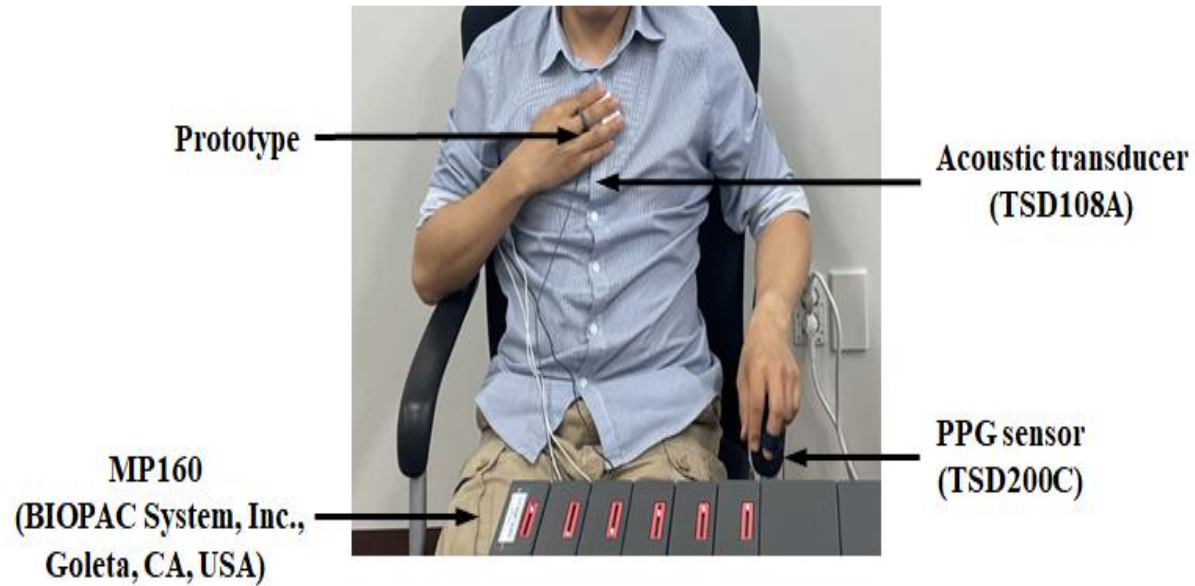
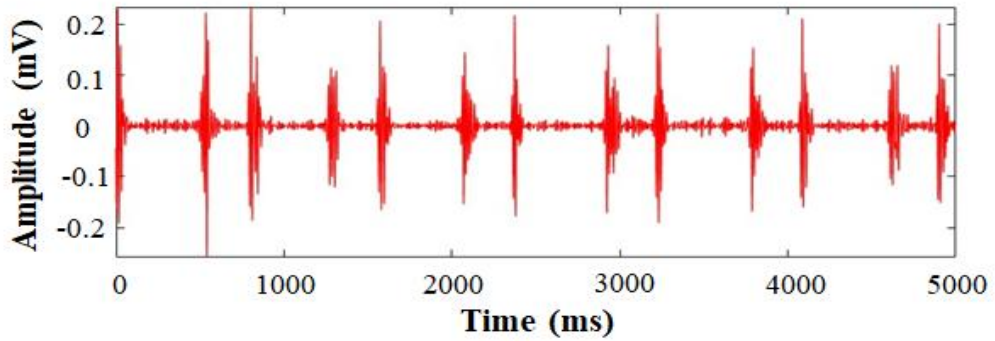
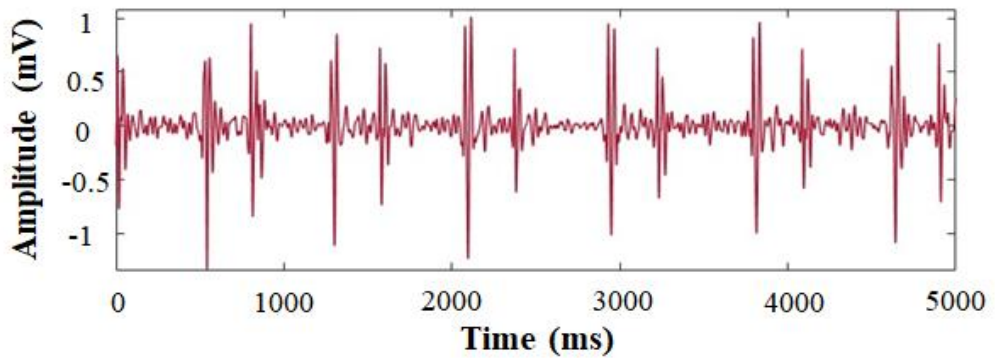


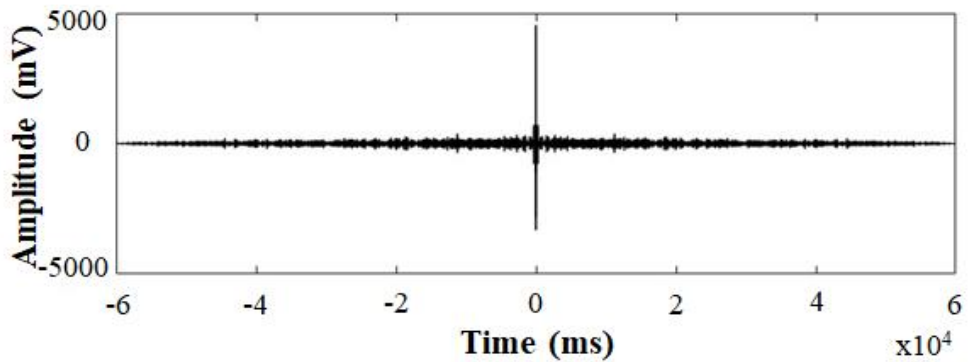
그림 12. 개발한 개인용 청진 시스템 성능평가를 위한 실험 사진



(a)

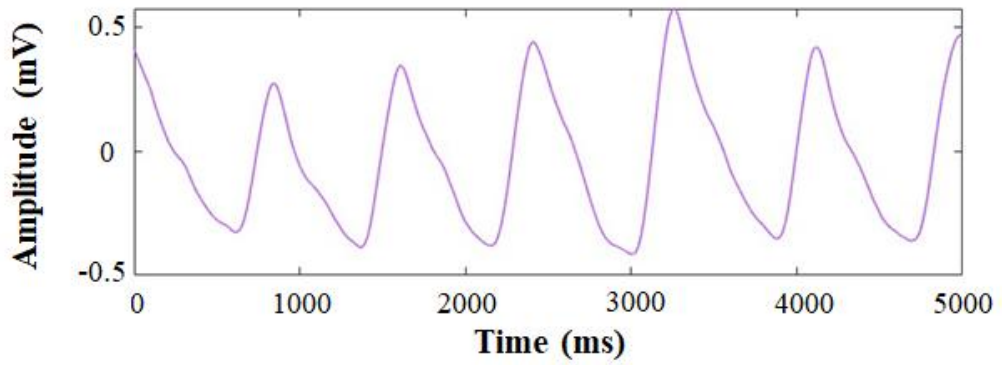


(b)

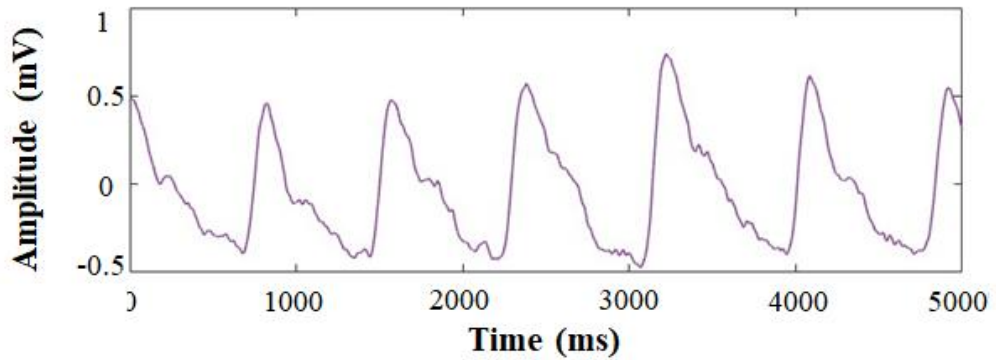


(c)

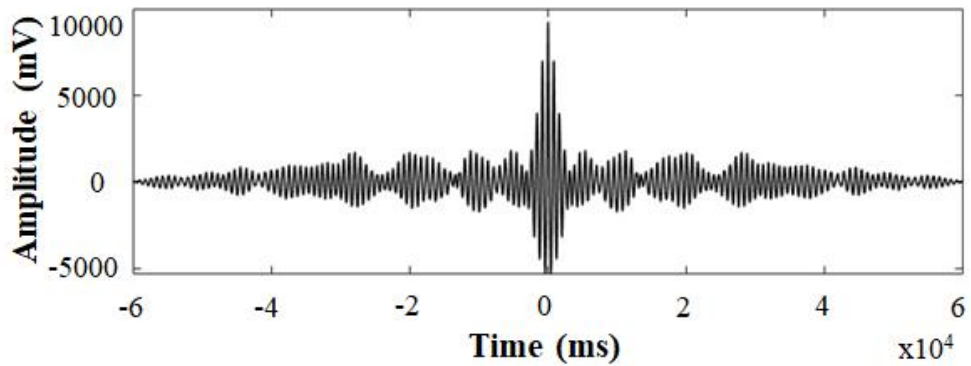
그림 13. 개발한 개인용 청진 시스템과 MP160으로 측정된 심음 신호 비교  
 (a) 개인용 청진 시스템으로 측정된 심음, (b) MP160으로 측정된 심음,  
 (c) Pearson 상관관계 분석을 통한 심음 신호 유사성 분석 결과



(a)



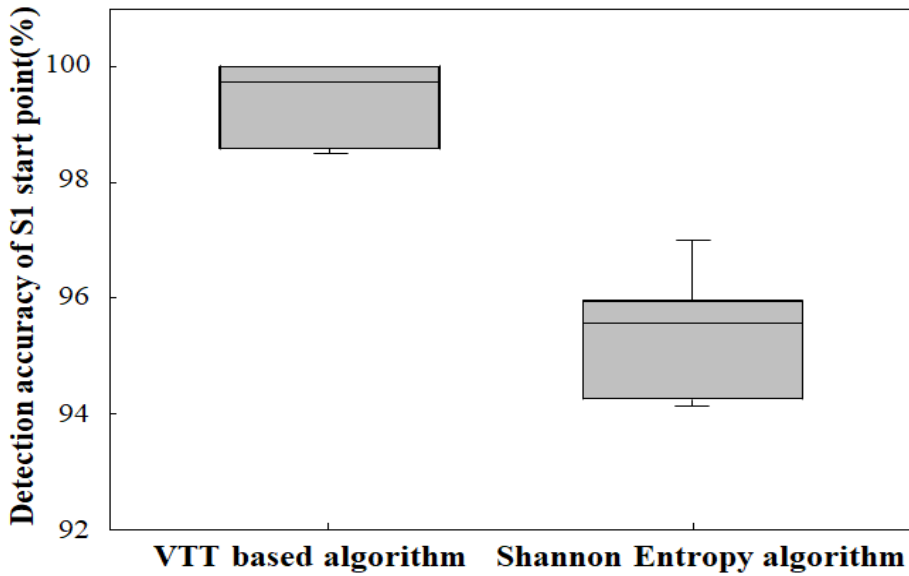
(b)



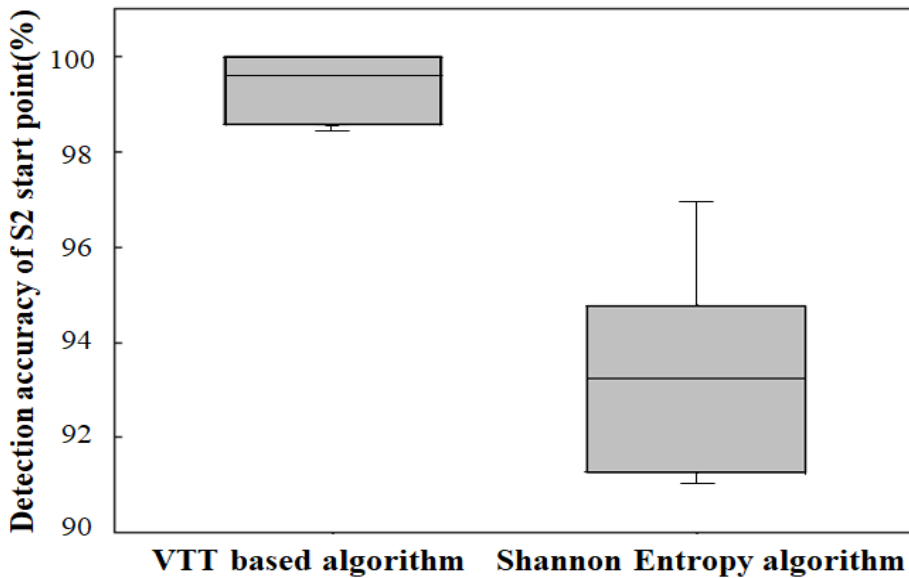
(c)

그림 14. 개발한 개인용 청진 시스템과 MP160으로 측정된 PPG 신호 비교  
 (a) 개인용 청진 시스템으로 측정된 PPG, (b) MP160으로 측정된 PPG,  
 (c) Pearson 상관관계 분석을 통한 PPG 신호 유사성 분석 결과





(a)



(b)

그림 15. Wilcoxon 부호순위 검정을 통해 구현한 VTT 기반 심음 자동 분석 알고리즘과 기존의 Shannon Entropy 기반 알고리즘 정확도 평가 결과

(a) S1 시점 식별 정확도, (b) S2 시점 식별 정확도

## 4. 고찰

본 연구에서는 연속적으로 건강 상태 모니터링이 가능하도록 사용자의 심음과 맥파를 동시에 측정할 수 있는 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템을 제안하였다.

사용자가 쉽고 간편하게 사용할 수 있도록 시스템의 전체적인 구조를 개인용 컴퓨터 마우스 구조로 설계하며, 단일 PCB로 간소화하여 제작할 수 있게 하였다. 이로 인해 선행 연구에서 개발한 접이식 반지형 구조의 문제점이었던 케이블 끊어짐 현상을 해결함으로써 보다 편의성, 이동성, 내구성이 높은 웨어러블 디바이스 형태로 구현하였다.

또한 기존에 심장 상태 분석을 위해 사용되던 심전도 검사, Holter 모니터링, 청진기, 스마트 워치 및 밴드와는 달리 두 가지 이상의 생체신호를 측정 및 분석한 결과를 활용해 심음의 자동 분석이 가능한 알고리즘을 개발하였다. 단일 생체신호만 측정하는 경우, 측정 및 분석의 정확도 향상을 위해 대상자가 측정 시간 동안 양와위 자세나 부동의 자세를 취해야 하며, 비전문가 스스로 상태를 확인하기 어려웠으나, 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 심음 자동 분석 알고리즘으로 인해 사용자가 전문적인 의학 지식 없이도 스스로 심장 상태 모니터링이 가능하다는 것을 확인하였다.

개발한 청진 시스템과 MP160을 통해 측정된 신호를 비교하였을 때, 개발한 청진 시스템으로 측정된 신호가 MP160을 통해 측정된 신호보다 뚜렷하고 안정적으로 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 이는 개인용 청진 시스템 개발 과정에서 생활 환경 속 나타날 수 있는 외부 소리, 폐음이나 호흡음과 같은 생체 잡음, 열잡음 등을 제거하기 위한 전처리 과정이 적용되었기 때문이라고 생각된다.

제안된 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘은 정확도 성능평가를 통해 Shannon Entropy 기반의 알고리즘보다 높은 정확도를 나타냈는데, 이는 순환계통의 특성을 이용해 계산된 VTT 식을 활용하였기 때문이라고 생각된다. 그러나 구현한 심음 자동 분석 알고리즘 또한 S2 식별의 정확도가 S

1 식별의 정확도보다 낮았는데, 이는 S2의 낮은 진폭으로 인해 심음 전처리 과정에서 심잡음으로 식별되면서 발생한 문제라고 예상된다. 또한, VTT는 키, 몸무게, 체지방과 같은 신체적 특징이나 개인 건강 상태와도 밀접한 관련이 있으므로, 본 논문의 실험은 건강한 성인만을 대상으로 하였다는 점에서 한계 또한 존재한다.

따라서, 향후에는 심음 전처리 과정에서 S2의 낮은 진폭을 검출할 수 있는 신호처리 기법의 연구가 필요하며, 또한 다양한 연령대와 대동맥 협착증, 승모판 역류, 개방적 동맥관 등 기저질환이 있는 사람을 대상으로 실험을 수행하여 심음 식별을 위한 알고리즘 최적화를 위한 연구가 추가로 필요하다고 판단된다.

이러한 연구는 개인용 건강상태 모니터링이 가능한 웨어러블 디바이스의 개발과 상용화 과정에 긍정적인 영향을 미칠 것이며, 건강한 성인 외에도 심혈관 기저질환이 있는 사람, 태아 및 산모, 영유아 등 다양한 연령대의 건강 상태를 모니터링하는 제품에 적용될 수 있을 것으로 기대된다. 또한, 다양한 대상자로부터 수집한 생체신호들을 통해 대용량의 데이터를 확보한다면, 의학 교육을 위한 가시화된 데이터를 제공할 수 있어 교육적 측면에서도 활용도가 높을 것으로 기대된다.

## 5. 요약

심혈관 질환으로 인한 사망률이 증가하는 추세에 따라, 일상생활 속에서도 심장 상태의 지속적인 모니터링이 필수적이다. 따라서 본 연구에서는 심음 자동 분석 알고리즘을 탑재한 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의 개인용 청진 시스템을 개발하고, 그 성능과 효용성을 확인하였다.

이를 위해 먼저 심음과 PPG 간의 생리학적 상관관계 분석을 통해 계산된 VTT 기반의 심음 자동 분석 알고리즘을 설계하고, 동시에 이를 탑재할 수 있는 개인용 청진 시스템을 개발하였다. 이 휴대형 측정 장치는 디지털 MEMS 음향 센서와 PPG 센서, 시스템 제어 및 데이터 처리를 위한 MCU를 통합하여 제작하였다. 시스템 케이스는 사용자가 한 손으로 들고 착용하여 심음과 PPG 동시 측정이 가능하도록 컴퓨터용 마우스 형태와 유사하며, 착용 시 고정이 용이한 구조로 설계되었다. 또한 사용자가 측정된 심음 및 PPG 신호와 배터리 잔량을 확인할 수 있도록 OLED 화면도 배치하였다.

개발된 개인용 청진 시스템의 성능평가를 위해 다채널 생체신호 수집 장치와의 비교실험을 수행하였다. 수집된 생체신호는 Pearson 상관관계 분석을 진행하였으며, 심음 신호의 유사성은 평균 0.98, PPG 신호의 유사성은 평균 0.96으로 높은 양의 선형 관계를 나타내었다. Shannon Entropy 기반의 알고리즘과 본 논문에서 구현한 알고리즘을 각각 적용, 에너지 변화량을 이용한 Wilcoxon Signed Rank Test를 통해 심음 자동 분석 알고리즘 정확도 평가를 수행하였다. 그 결과, Shannon Entropy 알고리즘 대비 S1 식별의 정확도는 4.15% 높은 99.57%, S2 식별의 정확도는 5.15% 높은 98.56%를 기록하였다.

본 연구에서는 웨어러블 기기를 활용하여 간단하게 심장 상태 모니터링이 가능한 새로운 접근 방식을 제시하였으며, 임산부, 영유아 등 다양한 연령대에도 널리 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 참 고 문 헌

1. Taber, C. Wilbur, V. Donald: Taber's cyclopedic medical dictionary. F. A. Davis Co, 2005; 1018-1023
2. F. Torrent-Guasp, M. J. Kocica, A. F. Corno, M. Komeda, F. Carreras-Cosa, A. Flotats, et al.: Towards new understanding of the heart structure and function. European journal of cardio-thoracic surgery, 2005; 27.2: 191-201.
3. I. Graham, D. Atar, K. Borch-Johnsen, G. Boysen, G. Burell, et al.: European guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice: executive summary: Fourth Joint Task Force of the European Society of Cardiology and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice (Constituted by representatives of nine societies and by invited experts). European Heart Journal, 2007; 28.19: 2375-2414.
4. The top 10 causes of death. The story on the World Health Organization, 2020; <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>(Accessed 09 December 2020.)
5. 통계청, 2020년 사망원인통계 결과 중 “사망원인별 사망률”, 2021.

6. Cardiovascular diseases (CDVS). The story on the World Health Organization, 2013; <https://web.archive.org/web/20140919020049/http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>(Accessed March, 2013.)
7. M. F. O'Rourke, D. E. Gallagher: Pulse wave analysis. Journal of hypertension. Supplement: official journal of the International Society of Hypertension, 1996; 14.5: 147-157.
8. E. R. Laskowski: What's a normal resting heart rate?. The story on the Mayo Clinic, 2022; <https://www.mayoclinic.org/healthy-lifestyle/fitness/expert-answers/heart-rate/faq-20057979>(Accessed 08 October 2022.)
9. A. A. Luisada, F. Mendoza, M. M. Alimurung: The duration of normal heart sounds. British heart journal, 1949; 11.1: 41.
10. C. Gopalan, D. Kirk: Biology of Cardiovascular and Metabolic Diseases. Academic Press, 2022.
11. C. Liu, D. Springer, Q. Li, B. Moody, R. A. Juan, F. J. Chorro, et al.: An open access database for the evaluation of heart sound algorithms. Physiological measurement, 2016; 37.12: 2181.

12. I. H. Gessner: What makes a heart murmur innocent?. *Pediatric annals*, 1997; 26.2: 82-91.
  
13. D. O'Carroll: What to know about S3 heart sounds. ?. The story on the *MEDICAL NEWS TODAY*, 2022. <https://www.medicalnewstoday.com/articles/s3-heart-sound>(Accessed 30 August 2022.)
  
14. A. R. Lee: What is the S4 heart sound and what does it indicate?. The story on the *MEDICAL NEWS TODAY*, 2022. <https://www.medicalnewstoday.com/articles/s4-heart-sound-definition-uses-and-heart-health> (Accessed 10 October 2022.)
  
15. A. Feather, D. Randall, M. Waterhouse: *Kumar and Clark's Clinical Medicine*. Elsevier, 2020; 10: 1033-1038.
  
16. S. Stern, D. Tzivoni, Z. Stern: Diagnostic accuracy of ambulatory ECG monitoring in ischemic heart disease. *Circulation*, 1975; 52.6: 1045-1049.
  
17. M. A. Serhani, H. T. El Kassabi, H. Ismail, A. Nujum Navaz: ECG monitoring systems: Review, architecture, processes, and key challenges. *Sensors*, 2020; 20.6: 1796.

18. D. Sullivan: 24-Hour Holter Monitoring, The story on the healthline, 2018. <https://www.healthline.com/health/holter-monitor-24h>(Accessed 29 September 2018.)
19. I. Nault, P. Andre, B. Plourde, F. Leclerc, J.-F. Sarrazin, F. Philippo n, et al.: Validation of a novel single lead ambulatory ECG monitor Card iostat Compared to a standard ECG Holter monitoring. *Journal of Electro cardiology*, 2019; 53: 57-6.
20. M. Sandstrom, E. Lyskov, R. Hornsten, K. H. Mild, U. Wiklund, P. Rask, et al.: Holter ECG monitoring in patients with perceived electrical hypersensitivity. *International Journal of Psychophysiology*, 2003; 49.3: 227-235.
21. T. Rizos, J. Guntner, E. Jenetzky, L. Marquardt, C. Reichardt, R. Becker, et al.: Continuous stroke unit electrocardiographic monitoring versus 24-hour Holter electrocardiography for detection of paroxysmal atrial fibrillation after stroke. *Stroke*, 2012; 43.10: 2689-2694.
22. C. P. Davis: Medical Definition of Stethoscope. The story on the MedicineNet, 2021. <https://www.medicinenet.com/stethoscope/definition.htm> (Accessed 29 March 2021.)



23. I. Klepper, R. Webb, J. Van der Walt, G. Ludbrook, J. Cockings: The stethoscope: applications and limitations an analysis of 2000 incident reports. *Anaesthesia and Intensive Care*, 1993; 21.5: 575-578.
24. W. S. Harpham: View From the Other Side of the Stethoscope: Anticipated Need: A Patient's Perspective. *Oncology Times*, 2020; 42.15: 16.
25. S. Mangione, L. Z. Nieman: Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees: a comparison of diagnostic proficiency. *Jama*, 1997; 278.9: 717-722.
26. D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, H. Nazeran: A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International journal of biosensors & bioelectronics*, 2018; 4.4: 195.
27. S. Lu, H. Zhao, K. Ju, K. Shin, M. Lee, K. Shelley, et al.: Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information?. *Journal of clinical monitoring and computing*, 2008; 22.1: 23-29.
28. A. R. Maria, S. Pasca, R. Strungaru: Heart rate monitoring by using

non-invasive wearable sensor. in 2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2017; IEEE: 587-590.

29. C. J. Kim, J. H. Woo: Heart rate variability , pulse rate variability , smart watch , short heart rate variability, deep breathing test. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018; 39.2: 87-93.

30. D. Marzorati, D. Bovio, C. Salito, L. Mainardi, P. Cerveri: Chest wearable apparatus for cuffless continuous blood pressure measurements based on PPG and P signals. IEEE Access, 2020; 8: 55424-55437.

31. K. A. Babu, B. Ramkumar, M. S. Manikandan: Real-time detection of S2 sound using simultaneous recording of PCg and PPG. in TENCON 2017-2017 IEEE Region 10 Conference, 2017; IEEE: 1475-1480.

32. K. A. Babu, B. Ramkumar, M. S. Manikandan: Automatic identification of S1 and S2 heart sounds using simultaneous PCG and PCG recordings. IEEE Sensors Journal, 2018; 18.22: 9430-9440.

33. R. J. Lehner, R. M. Rangayyan: A three-channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1987; 6: 485-489.

34. S. Lee, Q. Wei, H. Park, Y. Na, D. Jeong, H. Lim: Development of a finger-ring-shaped hybrid smart stethoscope for automatic s1 and s2 heart sound identification. *Sensors*, 2021; 21.18: 6294.
35. N. Giordano, M. Knaflitz: A novel method for measuring the timing of heart sound components through digital phonocardiography. *Sensors*, 2019; 19.8: 1868.
36. V. N. Varghees, K. Ramachandran: A novel heart sound activity detection framework for automated heart sound analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2014; 13: 174-188.
37. H. Naseri, M. Homaeinezhad: Detection and boundary identification of phonocardiogram sounds using an expert frequency-energy based metric. *Annals of biomedical engineering*, 2013; 41.2: 279-292.
38. Target Heart Rate and Estimated Maximum Heart Rate. Centers for Disease Control and Prevention (CDC), 2020; <https://www.cdc.gov/physicalactivity/basics/measuring/hearttrate.htm> (Accessed 14 October 2020).
39. D. Pitson, A. Sandell, R. Van den Hout: Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea.

European Respiratory Journal, 1995; 8.10: 1669-1674.

40. N. Hasanzadeh, M. M. Ahmadi, H. Mohammadzade: Blood pressure estimation using photoplethysmogram signal and its morphological features. IEEE Sensors Journal, 2019; 20.8: 4300-4310.

41. J. Pribil, A. Pribilová, I. Frolo: Comparative measurement of the PPG signal on different human body positions by sensors working in reflection and transmission modes. Engineering Proceedings, 2020; 2.1: p. 69.

42. C. C. Hsiao, J. Horng, R. G. Lee, R. Lin: Design and implementation of auscultation blood pressure measurement using vascular transit time and physiological parameters. in 2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2017; IEEE, pp. 2996-3001.

43. J. Allen: Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement. Physiological measurement, 2007; 28.3: R1.

44. K. H. Shelley: Photoplethysmography: Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate. Anesthesia & Analgesia, 2007; 105.6: S31-S36.

45. D. H. Nam, W. B. Lee, Y. S. Hong, S. S. Lee: Measurement of Spatial Pulse Wave Velocity by Using a Clip-Type Pulsimeter Equipped with a Hall Sensor and Photoplethysmography. *Journal of Sensor Science and Technology*, 2013; 13: 4714-4723.

46. A. Esmaili, M. Kachuee, M. Shabany: Nonlinear cuffless blood pressure estimation of healthy subjects using pulse transit time and arrival time. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2017; 66.12: 3299-3308.

47. S. Datta, A. D. Choudhury, P. Deshpande, S. Bhattacharya, A. Pal: Automated lung sound analysis for detecting pulmonary abnormalities. in 2017 39th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society (Embc), 2017; IEEE: 4594-4598.

48. M. L. Lourenço, F. Lanhoso, D. A. Coelho: Usability Evaluation of Slanted Computer Mice. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2021; 18.8: 3854.

# Development of a Personal Auscultation System Based on Multimodal Biosignal Measurement Technology for Heart Condition Analysis

Lee, Soo Min

Department of Biomedical Engineering  
Graduate School

Keimyung University

(Supervised by Professor Park, Hee Joon)

(Abstract)

Auscultation is the method of listening to the heart sound using a stethoscope and is a commonly used examination method to check the cardiovascular condition of a subject. However, accurate heart sound observation is difficult at the auscultation stage due to respiration, movement of other organs, and vital blood vortex. In addition, because the results measured by the experience and subjective judgment of specialists are interpreted, it can negatively affect the diagnosis process. Therefore, in this paper, we proposed a personal auscultation system based on the measurement and analysis of complex bio-signals related to heartbeat to solve these problems and enable non-experts to monitor heart conditions easily. An automatic heart

sound analysis algorithm was developed for heart condition analysis using simultaneously measured heart sound and pulse waves to implement the proposed system. The developed algorithm is designed in a parallel structure for simultaneous signal measurement and data processing, and noise generated by the user's motion or surrounding environment is removed through filtering. The time points of heart sounds and the systolic period of pulse waves were extracted using the energy change from noise-removed heart sound and pulse wave signals. Afterward, the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2) are identified through an automatic heart sound analysis algorithm developed based on the pulse wave propagation time calculated using the characteristics of the circulatory system. The developed algorithm was installed in a device designed as a computer mouse that is easy for users to use with one hand. The device uses a low-power Bluetooth-enabled microcontroller for data processing, system control, a digital microphone, and an optical hemodynamic sensor for simultaneous heart sound and pulse wave measurement.

The measured signal is automatically analyzed through a built-in algorithm, and the processed data is transmitted to a dedicated application through Bluetooth communication. A comparative experiment was conducted with a professional bio-signal collection device to evaluate the bio-signal collection performance and algorithm accuracy of the developed personal stethoscope system. As a result, it was confirmed that the heart sound and pulse wave were collected with the same performance as the professional bio-signal collection device. The automatic heart sound analysis also showed high accuracy.



## 심장 상태 분석이 가능한

### 멀티모달 생체신호 측정 기술 기반의

### 개인용 청진 시스템 개발

이 수 민

계명대학교 대학원  
의학과 의용공학 전공  
(지도교수 박 회 준)

(초록)

청진은 청진기를 사용해 심음을 듣는 방법으로써 대상자의 심혈관 상태를 확인하기 위해 일반적으로 사용되는 진찰 방법이다. 그러나 호흡, 다른 장기의 움직임, 강한 혈액의 와류로 인해 청진 단계에서 정확한 심음 관찰이 어렵다. 또한, 전문의의 경험과 주관적 판단에 의해 측정된 결과를 해석하기 때문에 진단 과정에도 부정적인 영향을 미칠 수 있다. 따라서 본 논문에서는 이와 같은 문제를 해결하고 비전문가도 간편하게 심장 상태 모니터링이 가능하도록 심장박동과 관련된 복합 생체신호 측정 및 분석 기반의 개인용 청진 시스템을 제안하였다. 제안하는 시스템을 구현하고자 동시 측정된 심음과 맥파를 이용해 심장 상태 분석을 위한 심음 자동 분석 알고리즘을 개발하였다. 개발한 알고리즘은 신호 동시 측정 및 데이터 처리를 위해 병렬 구조로 설계하였으며, 필터링 과정을

통해 사용자의 움직임이나 주위 환경으로 인해 발생하는 잡음을 제거하였다. 잡음이 제거된 심음과 맥파 신호에서 에너지 변화를 활용하여 심음의 시점들과 맥파의 수축기를 추출하였다. 이후, 순환계통 특성을 활용하여 계산된 맥파 전달 시간을 기반으로 개발한 심음 자동 분석 알고리즘을 통해 첫 번째 심음(S1)과 두 번째 심음(S2)으로 식별이 이루어진다. 개발한 알고리즘은 사용자가 한 손으로도 사용하기에 용이한 컴퓨터 마우스 형태로 설계된 장치에 탑재하였다. 장치는 데이터 처리 및 시스템 제어를 위해 저전력 블루투스 지원 마이크로컨트롤러, 심음과 맥파 동시 측정을 위해 디지털 마이크와 광혈류계 센서를 사용하였다. 측정된 신호는 내장된 알고리즘을 통해 심음 자동 분석이 이루어지고, 처리된 데이터는 블루투스 통신을 통해 전용 애플리케이션으로 전송된다. 개발한 개인용 청진 시스템의 생체신호 수집 성능 및 알고리즘 정확도 평가를 위해 전문 생체신호 수집 장치와 비교실험을 수행하였다. 그 결과, 본 논문에서 제안한 시스템이 우수한 성능으로 심음과 맥파를 수집하는 것을 확인하였으며, 심음 자동 분석 알고리즘 또한 높은 정확도를 나타내는 것을 확인하였다.

