

선형분석 기반의 심방세동 분류를 위한 불규칙 RR 간격의 최적값 검출

조익성¹ · 정종혁¹ · 조영창¹ · 권혁승^{2*}

Optimal Value Detection of Irregular RR Interval for Atrial Fibrillation Classification based on Linear Analysis

Ik-sung Cho¹ · Jong -Hyeog Jeong¹ · Young Chang Cho¹ · Hyeog-soong Kwon^{2*}

¹Department of Information and Communication Engineering, Kyungwoon University, Gumi 730-739, Korea

^{2*}Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 627-706, Korea

요 약

심방세동 검출을 위한 기존 연구방법으로는 비선형 분석법과 주파수 분석법 등을 들 수 있지만 시간 영역 알고리즘에 비해 연산이 복잡하고 불규칙한 리듬 검출에 필요한 일반적 규칙을 제공하지 못한다. 이를 위해 본 연구에서는 선형 분석 기반의 심방세동 분류를 위한 불규칙 RR 간격의 최적값 검출 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 전처리 과정과 차감 기법을 통해 R파를 검출하였다. 이후 불규칙 RR 간격의 세그먼트 길이에 대한 범위를 설정하고 정규화 절대 편차와 절대치와 같은 선형 분석상의 심방세동 분류를 위한 최적값을 검출하였다. 제안된 알고리즘의 타당성 평가를 위해 MIT-BIH 부정맥과 심방세동 데이터베이스를 이용하여 RR 간격의 세그먼트 길이와 최적값에 대한 심방세동 분류율을 각각 비교 실험하였다. 성능 평가 결과, RR 간격과 연속하는 RR 간격 차에 대한 최적값은 $\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300ms$ 일 때 제일 높은 성능을 나타내는 것을 확인할 수 있었다.

ABSTRACT

Several algorithms have been developed to detect AFIB(Atrial Fibrillation) which either rely on the linear and frequency analysis. But they are more complex than time time domain algorithm and difficult to get the consistent rule of irregular RR interval rhythm. In this study, we propose algorithm for optimal value detection of irregular RR interval for AFIB classification based on linear analysis. For this purpose, we detected R wave, RR interval, from noise-free ECG signal through the preprocessing process and subtractive operation method. Also, we set scope for segment length and detected optimal value and then classified AFIB in realtime through liniar analysis such as absolute deviation and absolute difference. The performance of proposed algorithm for AFIB classification is evaluated by using MIT-BIH arrhythmia and AFIB database. The optimal value indicate $\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300ms$ in AFIB classification.

키워드 : 심방세동, RR 간격, R파, 차감 기법, 절대편차, 절대차

Key word : Atrial Fibrillation, RR interval, R wave, Sbractive operation method, Absolute deviation and difference

접수일자 : 2014. 06. 26 심사완료일자 : 2014. 07. 28 게재확정일자 : 2014. 08. 14

* **Corresponding Author** Hyeog-Soong Kwon (E-mail: skwon@pusan.ac.kr Tel:+82-55-350-5411)

Department of IT Engineering, Pusan National University, Miryang 627-706, Korea

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2014.18.10.2551>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

심방 세동(AFIB : Atrial Fibrillation)은 임상에서 발견될 수 있는 가장 흔한 부정맥의 하나로, 그 발병률은 연령의 증가와 더불어 점차 증가한다[1, 2]. 또한 심방 세동은 고위험군에서는 뇌경색이나 전신 색전증의 합병증을 일으켜 질병 이환률과 사망률을 증가시키기 때문에 임상적으로 중요한 부정맥이다. 하지만 심방세동은 예기치 않게 발생하고 오래 지속되지 않는 경우가 있어 혈전 및 색전증 발생 고위험군에서는 만성 심방세동과 비슷한 위험도를 가지고 있다. 심방세동은 일찍 검출해내는 것이 중요하지만 언제 발작이 올지를 예측하기는 어려울 뿐 아니라 그 지속시간과 정도에 따라 크게 발작성(paroxysmal), 지속성(persistent), 영구성(permanent)으로 구분된다. 발작성의 경우 일정 시간이 지나면 정상리듬으로 회복되나 환자의 25.3%가 1년 이내에 더 심각한 형태의 심방세동으로 진행한다고 보고된다. 심방세동은 ECG(Electrocardiogram) 상에서 심방활동에 상응하는 P파의 진폭 및 모양이 불규칙하고 분당 300회 이상의 높은 심방율(atrial rate)을 특징적으로 나타내는데, 증상이 심화됨에 따라 그 모양의 불규칙성 및 심방세동율이 증가하는 것으로 알려져 있다 [3, 4]. 지금까지 AFIB를 검출하는 방법은 P파의 특징을 통한 분석법과 주파수 영역 분석법, 비선형 방법이 주를 이루었다. P파의 특징을 이용한 검출방법은 P파의 간격, 모양, 다양성 등의 조건을 이용하는데, 작은 진폭과 잡음의 영향으로 검출의 정확도가 떨어진다. 주파수 영역 분석법은 RR 간격의 파워 스펙트럼 분석법이 사용되어 왔으나 ECG에 관여하는 주파수에 대한 정보만 알 수 있으며, 심장 박동속도에 의해서 발생하게 되는 리듬에 대한 정보는 얻지 못하므로 심장의 중요한 내부적인 변화들을 찾아내는 데는 한계가 있다[5]. 최근 AFIB 분류의 정확도를 높이기 위해 비선형 분석법이 많이 사용되어 왔지만 시간 영역 알고리즘에 비해 연산이 복잡하고 불규칙한 심장 리듬 검출에 필요한 일반적 규칙을 제공하지 못한다[6-9]. 본 연구에서는 선형 분석기반의 AFIB 분류를 위한 불규칙 RR 간격의 최적값 검출 방법을 제안한다. 이를 위해 먼저 전처리 과정과 차감 기법을 통해 R파를 검출하였다. 이후 불규칙 RR 간격의 세그먼트 길이에 대한 범위를 설정하고 정규화 절대 편차와 절대치와 같은 선형 분석상의 AFIB 분류를

위한 최적값을 검출하였다. 제안된 알고리즘의 타당성 평가를 위해 MIT-BIH AFIB 데이터베이스를 이용하여 RR 간격의 세그먼트 길이와 최적값에 대한 심방세동 분류율을 각각 비교 실험하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안한 방법에 대하여, 3장에서는 실험결과에 대하여 논하고 4장에서 결론으로 마무리한다.

II. 제안한 알고리즘

일반적으로 심전도 신호의 분석은 잡음제거, 진단 파라미터 검출을 위한 특징점 검출 및 진단 등의 과정으로 이루어진다. 본 연구에서 제안한 심방세동 검출을 위한 전체 구성도는 그림 1과 같다. 먼저 ECG 신호로부터 잡음을 제거하고, R파와 RR 간격과 같이 분류에 필요한 특징점을 추출하는 단계, RR 간격과 연속하는 RR 간격차의 최적 범위를 설정하고 정규화 절대편차와 절대치와 같은 선형 분석상의 최적 문턱치를 검출하여 AFIB를 분류하는 단계로 나누어진다.

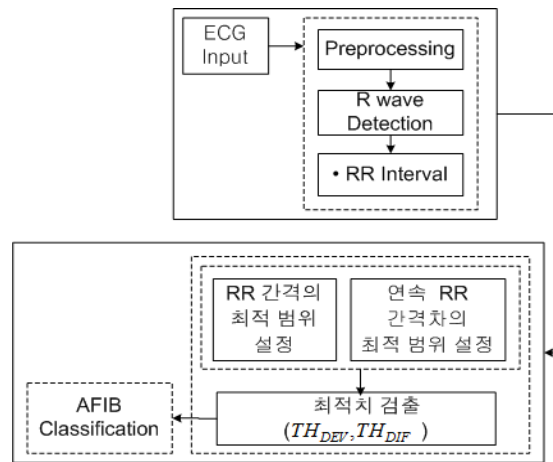


그림 1. 전체 시스템 구성

Fig. 1 Block diagram of proposed system.

2.1. 전처리 및 특징점 검출

정확한 진단을 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 다양한 잡음을 제거하여 R파를 정확히 검출하는 것이다. 본 연구에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의

복잡도를 최소화함으로써 효율적으로 QRS를 검출하기 위해 형태 연산 기반의 전처리 기법을 적용하였다. R파는 형태 연산을 통해 전처리된 신호의 차감기법을 통해 검출한다. R파 검출시 P파나 T파를 R파로 오인하는 경우 FP(False Positive)가 발생할 수 있으며, 실제로 R파가 존재함에도 불구하고 이를 검출하지 못하는 TN(True Negative)이 발생할 수 있다. 이러한 오검출을 막기 위해 본 연구에서는 동적 역탐색 기법(Dynamic Backward Searching Method)을 사용하였다[10, 11]. 심방세동의 경우 분당 100회 - 160회의 세동파를 가지며 RR 간격이 불규칙한 특징을 가지고 있다. 본 연구에서는 이러한 RR 간격의 불규칙성을 심방세동을 검출하기 위한 조건으로 선택하였다. RR 간격은 현재 R파를 기준으로 이전과 이후의 R파와의 시간 간격을 통해 계산된다.

2.2. RR 간격의 불규칙적 특성 분석

시간에 따른 심박의 주기적인 변화를 심박변이도(HRV, Heart Rate Variability)라고 한다. 이는 연속적인 RR 간격의 변동을 의미하며 자율신경계의 변화를 정량적으로 측정하는 유용한 비침습적 연구방법이다. 심장 질환을 가진 환자에서 이러한 RR 간격의 변화를 분석함으로써 심방세동 발생을 예측할 수 있다. 이를 위해 본 연구에서는 MIT-BIH 14개의 레코드를 분석하였다. 그림 2는 101번과 222번 레코드를 나타낸 것으로 정상(normal)과 AFIB(Atrial FIBrillation)에 대한 RR 간격과 그 분산을 나타내고 있다. 그림 2(a), (b)에서와 같이 101번 레코드는 RR 간격이 0.7 ~ 1.2 sec 사이의 비교적 일정한 간격을 가지고 있으며, 분산값에서도 종형모양의 그 변화가 규칙적인 특성을 가지고 있는 것을 확인할 수 있다. 하지만 그림 2(c), (d)에서와 같이 222번 레코드는 RR 간격이 0.2 ~ 1.4 sec 사이의 매우 변동폭이

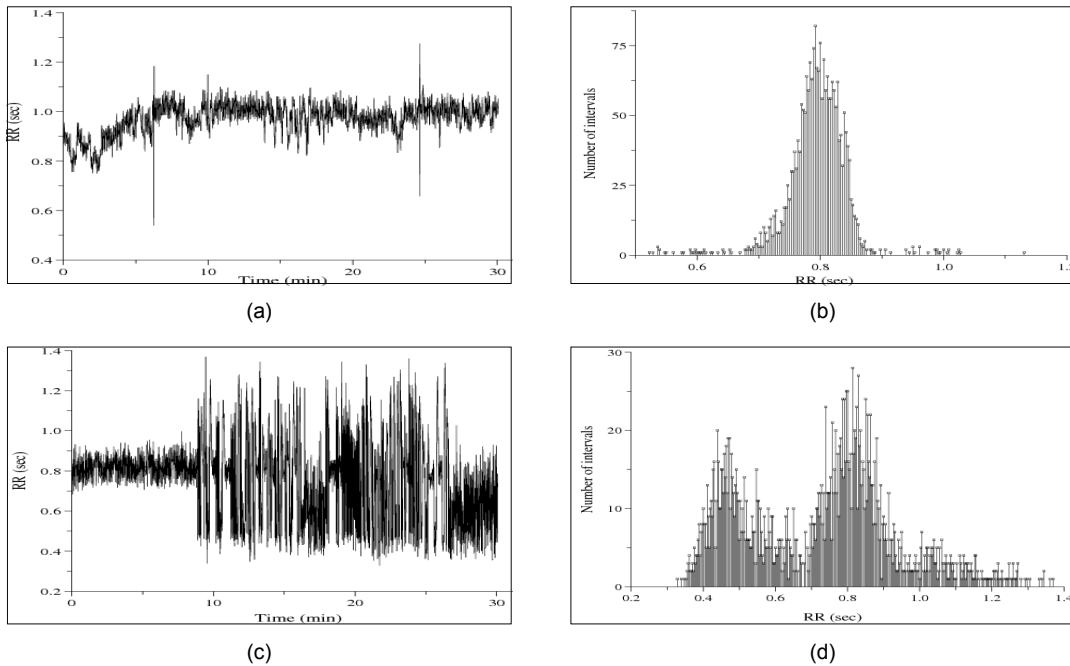


그림 2. MIT-BIH 정상(100번)과 AFIB(222번) 레코드의 RR 간격과 분산 (a) RR interval by time(MIT-BIH 100 record) (b) RR interval by variance(MIT-BIH 100 record) (c) RR interval by time(MIT-BIH 222 record) (d) RR interval by variance(MIT-BIH 222 record)

Fig. 2 RR interval and variance of the record 100(normal) and 200(AFIB) (a) RR interval by time(MIT-BIH 100 record) (b) RR interval by variance(MIT-BIH 100 record) (c) RR interval by time(MIT-BIH 222 record) (d) RR interval by variance(MIT-BIH 222 record)

큰 간격을 가지고 있으며, 분산값에서도 불규칙적인 특성을 가지고 있는 것을 확인할 수 있다. 따라서 RR 간격의 이러한 불규칙적인 특성은 AFIB와 non-AFIB를 분류하는 중요한 조건이 될수 있다.

본 연구에서는 선형 분석 기반의 AFIB 분류를 위해 다른 부정맥과 구별되는 특징인 불규칙 RR 간격의 최적값을 검출한다.

(1) RR 간격의 최적 범위 설정

심방세동의 불규칙성을 분석하기 위해 RR 간격과 연속하는 RR 간격 차의 최적 범위를 설정한다. 이는 잡음 또는 특정 부정맥의 경우 AFIB와 유사한 불규칙적 특성을 가지고 있어 이를 먼저 확인하고 분류 대상에서 제외함으로써 검출의 정확도를 높이기 위함이다. 먼저 RR 간격의 경우 세그먼트 길이가 아주 작거나 큰 것은 제외한 후 최적 범위를 설정한다. 일반적으로 심실성빈맥(VT: Ventricular Tachycardia)의 경우 매우 짧은 RR 간격을 가지고 있으며, 심실조기수축(PVC: Premature Ventricular Contraction)과 심방조기수축(PAC: Premature Atrial Contraction)과 같은 조기 수축 비트는 정상 신호에 비해 RR 간격이 2배까지 길어지는 특징을 가지고 있으므로 이를 제외하는 것이 바람직하다. 또한 RR 간격의 경우 정상과 부정맥이 반복되는 레코드에서는 그 평균값이 일정하게 유지되는 경향이 있으므로 이러한 문제를 보완하는 것이 필요하다. 이를 구현하기 위해 전체 세그먼트에 대한 평균을 구하고 그 평균값의 가중치를 구하여 이를 벗어난 부정맥을 제외하도록 하였다. 최소 가중치(α)와 최대가중치(β)는 식 (1)과 같이 구했으며 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개 레코드에 대한 실험 분석을 통해 최적값의 범위를 검출하였다. RR 간격 차는 현재 시점을 기준으로 이전과 이후 변화량을 비교하는 것으로 연속하는 RR 간격 차가 큰 세그먼트는 제외하였다. 여기서는 연속 RR 간격의 시간 차(msec)를 (γ)로 표시하였고 식(2)와 같이 나타내었다. γ 의 최적값 또한 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 48개 레코드에 대한 실험 분석을 통해 최적값을 도출하였다.

$$\begin{aligned}
 RR_{avg} &= \sum_{i=1}^K \frac{RR_i}{K} \\
 RR_{avg} &= RR \text{ 간격 평균} \\
 \alpha RR_{avg} &< RR_i < \beta RR_{avg} \\
 \alpha < 1, \beta > 1
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

$$(|RR_i - RR_{i-1}| < \gamma)
 \tag{2}$$

(2) 최적 문턱치 설정

심방세동(AFIB)를 분류하기 위한 선형 분석 방법으로는 RR 간격의 정규화 절대 편차(AB_{DEV} : Normalized Absolute Deviation)와 연속하는 RR 간격의 절대차(AB_{DIF} : Normalized Absolute Difference)를 분류 지표로 삼았다. 절대편차는 각각의 RR 간격과 평균과의 차이를 절대치로 나타내고 이를 그 구간에서의 전체 평균과 개수의 곱으로 나누어 정규화한 값으로 전 구간에 대한 RR 간격의 불규칙적 특성을 판단하기 용이한 선형분석 방법이다. 일반적으로 절대편차를 이용한 방법은 표준 편차를 이용한 방법보다 전체적인 불규칙성을 판단하기 용이하다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 대상으로 한 실험결과 잡음과 AFIB가 아닌 다른 부정맥의 경우 적은 수의 비트에서 큰 불규칙성을 가지는데 비해 AFIB는 대부분의 비트에서 작은 불규칙성을 가지는 것이 확인되었다. K개의 RR 간격 세그먼트 중 i번째 RR 간격을 RR_i 라고 할 경우 정규화 절대편차(AB_{DEV})는 수식 (3)을 통해 계산된다.

$$\begin{aligned}
 AB_{DEV} &= \sum_{i=1}^K \frac{|RR_i - RR_{avg}|}{K \times RR_{avg}} \\
 AB_{DEV} &= \text{정규화 절대편차}
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

절대차는 각각의 연속하는 RR 간격간의 차이를 절대치로 나타내고 이를 그 구간에서의 전체 평균과 개수의 곱으로 나누어서 정규화한 값으로 인접한 RR 간격 차이의 불규칙적 특성을 판단하기 용이한 선형분석 방법이다. 인접한 RR 간격은 현재 RR 간격을 기준으로 이전 또는 이후의 RR 간격을 분석하는 것으로 그 차이를 비교하면 RR 간격의 불규칙성에 대한 변화율을 확인할 수 있다. 본 연구에서는 RR 간격의 불규칙성을 더욱 강조하기 위하여 제공근이 아닌 절대차를 이용하였다. 정규화 절대차(AB_{DIF})는 (4)식을 통해 계산된다.

$$\begin{aligned}
 AB_{DIF} &= \sum_{i=2}^K \frac{|RR_i - RR_{i-1}|}{(K-1) \times RR_{avg}} \\
 AB_{DIF} &= \text{정규화 절대차}
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

(3) 분류 기준

앞 절에서 제안된 선형 분석 방법은 각 비트가 심방세동(AFIB)인지 아닌지를 구별하는 것이 아니라, 각 RR 세그먼트가 심방세동(AFIB)인지 아닌지를 구별하는 것이다. 따라서 민감도와 특이도의 성능개선을 위해 RR 간격과 연속하는 RR 간격 차의 최적 범위를 설정하였다. 이는 반복적인 실험을 통해 최적의 세그먼트 길이를 선정하는 것이다. AFIB 분류를 위한 2가지 문턱치 (TH_{DEV} , TH_{DIF})는 정규화 절대 편차와 절대차를 통한 AFIB 분류를 위한 최적값을 나타내며 앞 절에서 거론한 최적 길이(α , β , γ)도 성능개선에 중요한 인자가 된다. 따라서 AFIB 분류를 위한 최적 성능을 위한 파라미터는 수식 (5)과 같이 5개의 벡터 값으로 표현된다.

$$V_{TH} = [\alpha, \beta, \gamma, TH_{DEV}, TH_{DIF}] \quad (5)$$

최종적으로 정량화된 최적범위와 최적 문턱치를 통해 심방세동을 분류하기 위한 조건식은 수식 (6)와 같다. RR 간격과 RR 간격 차에 대한 조건 α , β , γ 을 만족하는 세그먼트가 아래 조건식을 만족할 경우 심방세동(AFIB)으로 판단하며, 그렇지 않을 경우 non-AFIB 즉 정상(normal)으로 판단한다.

$$\begin{aligned} AB_{DEV} &> TH_{DEV} \\ \text{and} \\ AB_{DIF} &> TH_{DIF} \end{aligned} \quad (6)$$

III. 실험결과 및 고찰

3.1. RR 간격과 연속 RR 간격 차의 최적 범위 설정

제안된 알고리즘을 평가하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스와 AFIB 데이터베이스를 이용하여 실험하였다. 부정맥 데이터베이스는 총 48명의 환자들의 기록으로 각각의 30분 동안의 심전도 데이터로 구성된다. 각 레코드는 2채널로 기록되고 샘플링주파수는 360Hz이며, 이소성 박동과 그 외의 다양한 형태가 포함되어 있다. RR 간격의 세그먼트 범위에 대한 최적값을 설정하기 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 21개를 대상으로 실험하였다. 102, 104, 107, 217 레코드는 paced beat를 담고 있기 때문에 본 실험에서 제외하였다. 심방세동(AFIB)을 담고 있는 레코드는 201, 202, 203, 210,

217, 219, 221, 222번 8개로 구성되며 각각 3, 4, 20, 9, 24, 10, 12, 24개의 AFIB 에피소드를 담고 있는 것으로 확인되었다. 이를 대상으로 RR 간격과 RR 간격차를 분석한 결과는 그림 3과 같다.

그림 3(a)는 101번 레코드으로써 정상 비트를 담고 있다. 전체 RR 간격의 평균은 970ms, 현재의 RR 간격은 961ms로 대부분의 세그먼트가 800ms에서 1200ms의 범위를 가졌으며, 연속하는 RR 간격 차는 120ms이며, 100ms와 200ms사이를 벗어나지 않는 것으로 확인되었다. 그림 3(b)는 100번 레코드으로써 심방조기수축(PAC) 비트를 담고 있다. 전체 RR 간격의 평균은 970ms, 현재의 RR 간격은 614ms, 연속하는 RR 간격 차는 300ms로 확인되었다. 이와 같이 심방조기수축(PAC)의 경우 RR 간격이 좁아 평균에 대한 최소 가중치(α)가 0.748로 아주 낮게 나타나며, 연속하는 RR 간격 차(γ)는 300ms로 나타났다. 그림 3(c)는 233번 레코드으로써 두 개의 심실조기수축(PVC) 비트를 담고 있다. 첫 번째 비트의 경우 전체 RR 간격의 평균은 530ms, 현재의 RR 간격은 764ms 연속하는 RR 간격 차는 358ms로 나타났으며, 두 번째 비트의 경우 전체 RR 간격의 평균은 554ms, 현재의 RR 간격은 775ms로 나타났다. 이 두개의 PVC 경우 RR 간격이 넓어 평균에 대한 최대 가중치(β)가 1.38과 1.40으로 높게 나타났으며, 연속하는 RR 간격 차(γ) 또한 각각 358ms, 333ms로 매우 높은 것으로 확인되었다. 그림 3(d)는 201번 레코드를 나타내며 AFIB 비트를 나타낸다. 전체 RR 간격의 평균은 1020ms, 현재의 RR 간격은 각각 1064ms, 연속하는 RR 간격 차는 각각 222ms로 확인되었다. 이와 같이 AFIB의 경우 평균에 대한 최대 가중치(β)가 1.043으로 조금 높게 나타나며, 연속하는 RR 간격 차(γ)는 조금 낮게 나타났다.

분석결과 PAC와 PVC와 같은 부정맥의 경우 RR 간격의 변화율이 큰 것으로 확인되었으며, 정상과 AFIB는 연속하는 간격 차의 변화가 거의 없는 것으로 확인되었다. 201번외에도 나머지 8개의 레코드(202, 203, 210, 217, 219, 221, 222)를 대상으로 RR 간격과 연속하는 RR 간격의 길이에 대한 분석을 수행하였다. 그 결과 AFIB 분류를 위한 RR 간격과 연속하는 RR 간격 차이에 대한 최적 범위 α , β , γ 는 각각 0.75, 1.4, 300ms 라는 것을 확인할 수 있었다. 특이할 만한 사항은 α , β , γ 의 값이 그 이상 또는 이하일 경우 AFIB의 검출율이 떨어진다라는 것이었다. 선형 분석(AB_{DEV} , AB_{DIF})에 대한

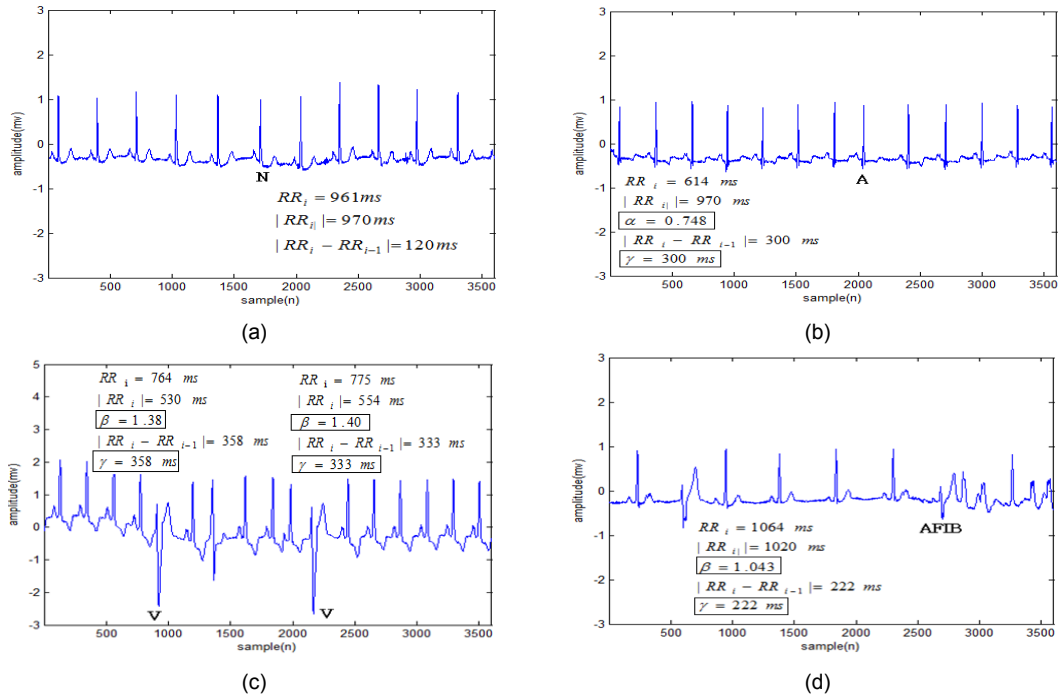


그림 3. RR 간격과 연속 RR 간격의 최적 범위 설정 (a) 101 레코드(normal) (b) 100 레코드(PAC) (c) 233 레코드(PVC) (d) 201 레코드(AFIB)
Fig. 3 Set the optimal value of RR interval and successive RR interval (a) 101 record(normal) (b) 100 record(PAC) (c) 233 record(PVC) (d) 201 record(AFIB)

최적치(TH_{DEV} , TH_{DIF})를 구하기 위해 각 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 AFIB 비트를 대상으로 측정하였으며, AFIB로 정확하게 검출된 결과는 그림 4와 같다.

그림 4(a)는 201번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 523ms, 연속하는 RR 간격 차는 582ms, AB_{DEV} 는 0.076, AB_{DIF} 은 0.096으로 확인되었다. 그림 4(b)는 202번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 417ms, 연속하는 RR 간격 차는 72ms, AB_{DEV} 는 0.086, AB_{DIF} 은 0.096으로 확인되었다. 그림 4(c)는 210번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 763ms, 연속하는 RR 간격 차는 263ms, AB_{DEV} 는 0.079, AB_{DIF} 은 0.098로 확인되었다. 그림 4(d)는 217번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 708ms, 연속하는 RR 간격 차는 20ms, AB_{DEV} 는 0.096, AB_{DIF} 은 0.097로 확인되었다. 그림 4(e)는 219번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 824ms, 연속하는 RR 간격 차는 28ms,

AB_{DEV} 는 0.084, AB_{DIF} 은 0.102으로 확인되었다. 그림 4(f)는 221번 레코드를 나타내고 있으며 현재 RR 간격은 811ms, 연속하는 RR 간격 차는 24ms, AB_{DEV} 는 0.081, AB_{DIF} 은 0.101로 확인되었다. 즉 8개의 레코드(202, 203, 210, 217, 219, 221, 222)를 대상으로 최적 문턱치를 비교한 결과 TH_{DEV} , TH_{DIF} 는 각각 0.74와 0.95로 나타났으며, 그림 4는 문턱치를 만족함으로써 AFIB를 정확히 검출하는 것을 확인할 수 있다. 그러나 $\alpha = 0.75$, $\beta = 1.4$, $\gamma = 300ms$, $TH_{DIF} = 0.095$, $TH_{DEV} = 0.074$ 를 적용했는데도 불구하고 미 검출된 결과를 그림 5에 나타내었다.

그림 5(a)의 경우 201번 레코드의 첫 번째 세그먼트가 AFIB로 나타낸 경우로 초기값에 대한 RR 간격과 선형분석을 위한 파라미터가 설정되지 않은 구간으로 본 알고리즘이 이를 검출하지 못하는 경우를 나타낸다. 5(b)는 203번 레코드를 나타내며, 5(a)와 유사한 경우로

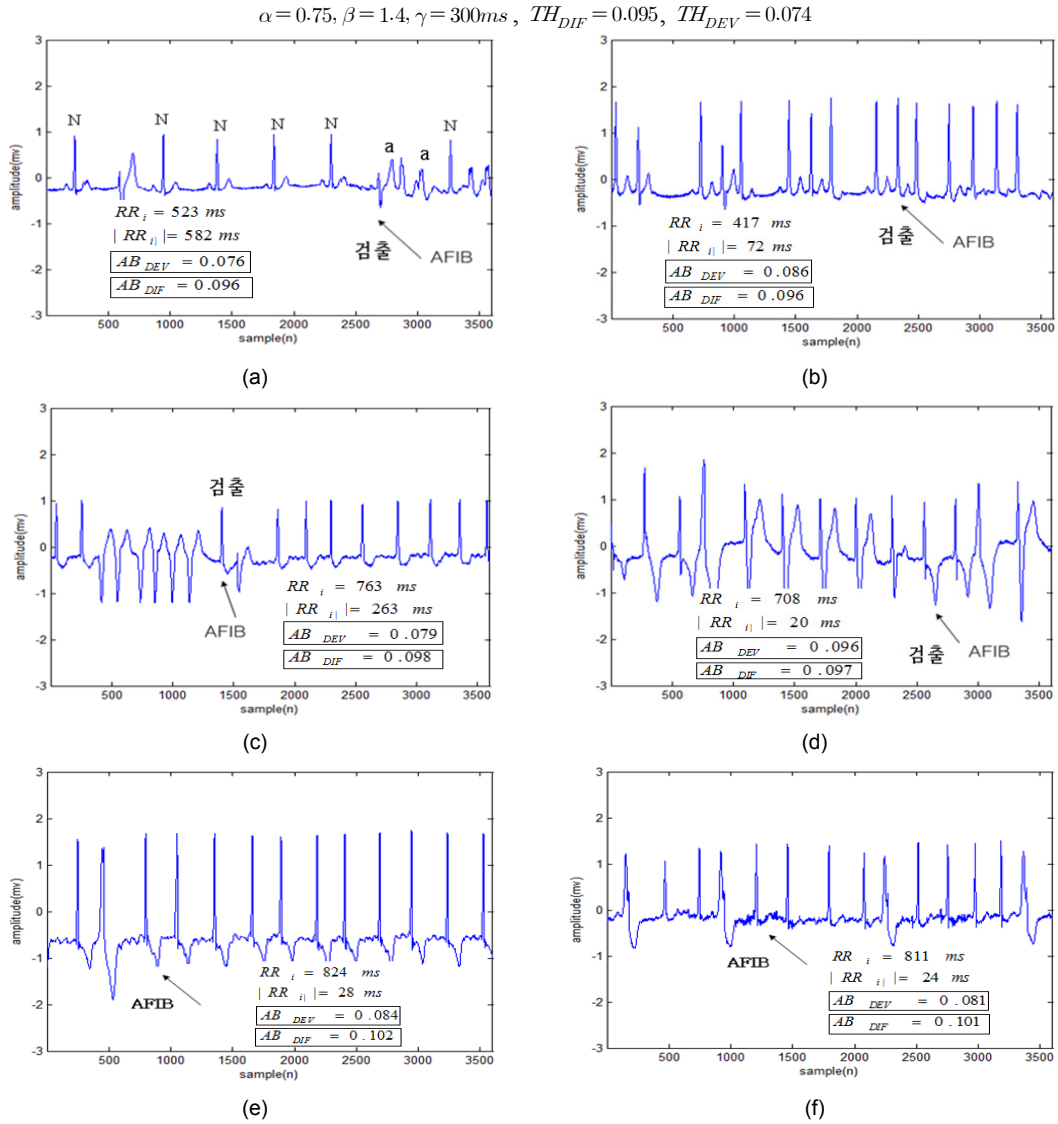


그림 4. MIB-BIH 레코드(검출된 AFIB 비트) (a) 201 레코드(AFIB) (b) 202 레코드(AFIB) (c) 210 레코드(AFIB) (d) 217 레코드(AFIB) (e) 219 레코드(AFIB) (f) 221 레코드(AFIB)

Fig. 4 MIB-BIH records(detected AFIB beat) (a) 201 record(AFIB) (b) 202 record(AFIB) (c) 210 record(AFIB) (d) 217 record(AFIB) (e) 219 record(AFIB) (f) 221 record(AFIB)

특이할 만한 사항은 대부분의 구간이 잡음이 들어있어 AFIB 오류가 많이 나타나는 것으로 확인되었다. 5(c)는 219번 레코드를 나타낸 것으로 AB_{DIF} 는 0.096으로 $TH_{DIF}(=0.095)$ 보다 큰 식(6) 조건을 만족하나, AB_{DEV} 는 0.062으로 $TH_{DEV}(=0.074)$ 보다 작아서 미 검

출되는 것을 확인할 수 있다.

그림 5(d)는 222번 레코드를 나타낸 것으로 AB_{DEV} 는 0.083으로 $TH_{DEV}(=0.074)$ 보다 큰 조건을 만족하나, AB_{DIF} 는 0.092으로 $TH_{DIF}(=0.095)$ 보다 큰 조건을 만족하지 못하여 미 검출되는 것을 확인할 수 있다.

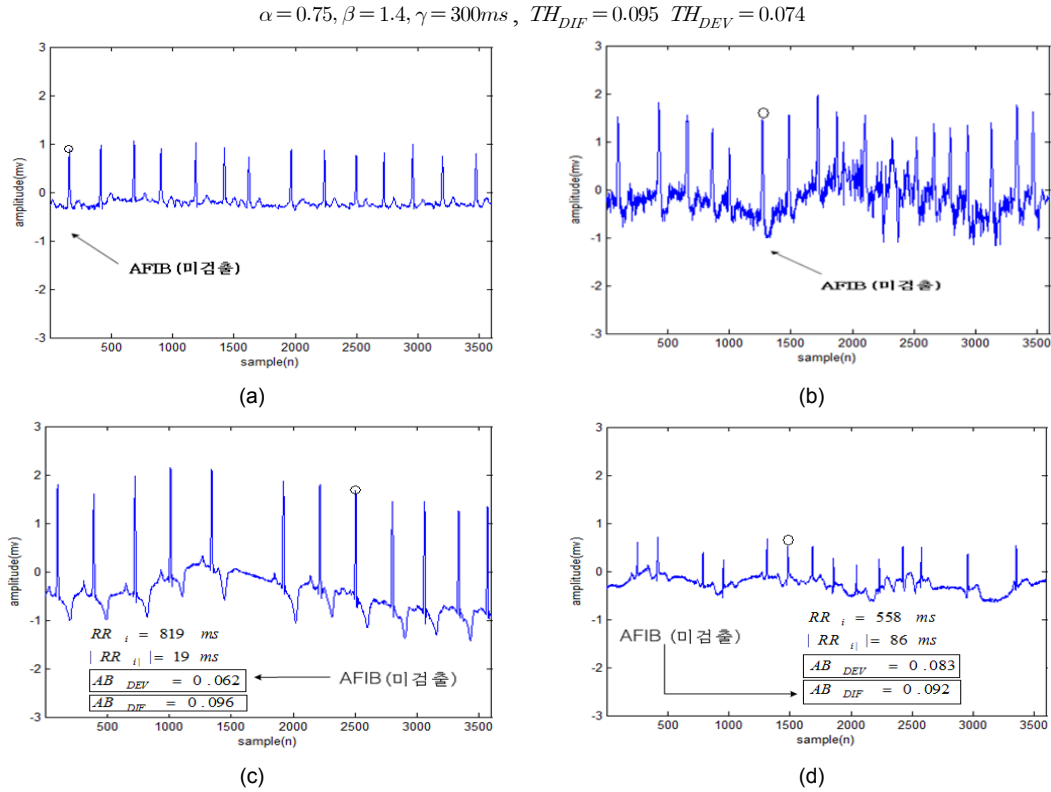


그림 5. MIB-BIH 레코드(미검출된 AFIB 비트) (a) 201 레코드(initial AFIB) (b) 203 레코드(noise) (c) 219 레코드(AFIB) (d) 222 레코드(AFIB)

Fig. 5 MIB-BIH records(undetected AFIB beat) (a) 201 record(initial AFIB) (b) 203 record(noise) (c) 219 record(AFIB) (d) 222 record(AFIB)

즉 $TH_{DIF}(=0.095)$ 와 $TH_{DEV}(=0.074)$ 는 민감도(SE)와 예측도(PP)를 상호보완(trade off) 하기 위한 최적의 문턱값이라는 것을 확인할 수 있다.

3.2. AFIB 분류를 비교

성능 평가를 위해 수식 (7)과 같이 부정맥의 성능 평가 기준으로 사용되는 민감도(SE: Sensitivity)와 예측도(PP: Positive Predictivity)를 사용하였다. 여기서 TP(True Positive)는 AFIB를 AFIB로 분류되는 것을, TN(True Negative)은 AFIB가 정상 신호로 분류되는 것을 의미하며, FP(False Positive)는 정상 신호가 AFIB 신호로 분류되는 것을, FN(False Negative)은 정상신호가 정상 신호로 분류되는 것을 의미한다.

$$(a) PP = \frac{TP}{TP+FP} \times 100\%$$

$$(b) SE = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\% \quad (7)$$

그림 6은 제안한 알고리즘을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스와 AFIB 데이터베이스를 대상으로 적용하여 얻은 검출 결과를 나타낸 것이다. 이는 α, β, γ 최적치를 적용하여 얻은 결과와 그렇지 않았을 경우를 비교한 그림이다. 그림 6(a)와 같이 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에서는 최적치를 적용한 AB_{DIF} 가 가장 높은 검출율을 나타낸 것을 확인할 수 있으며, AB_{DEV} 와의 민감도(SE) 차이는 별로 크지 않으나, 예측도(PP)는 많은 차이가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 특히 최적치 적용 여부에 따라 그 차이는 더 심한 것으로 나타났다.

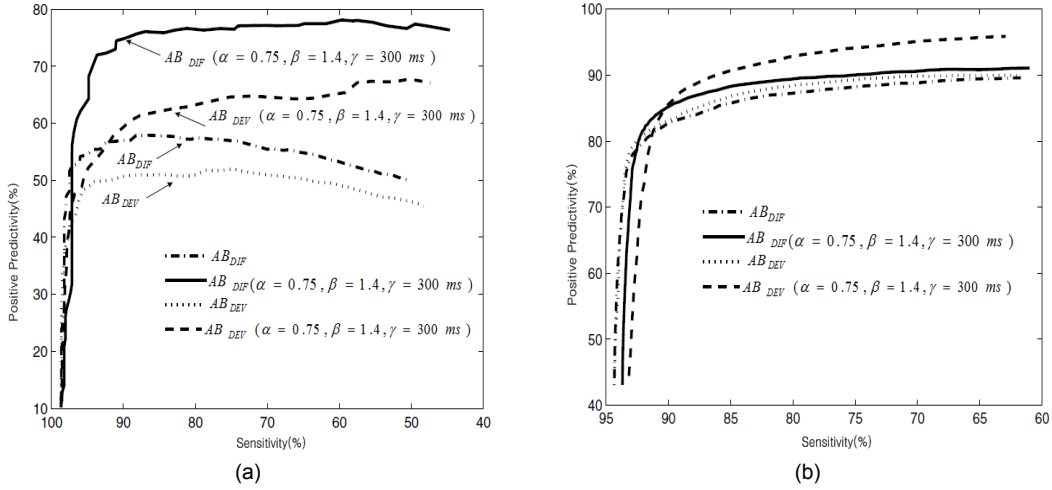


그림 6. 분류 성능 비교 ($TH_{DIF} = 0.095, TH_{DEV} = 0.074$) (a) MIT-BIH 부정맥 (b) MIT-BIH AFIB
 Fig. 6 Comparison of classification performance (a) MIT- BIH arrhythmia (b) MIT-BIH AFIB

그림 6(b)는 4가지 경우의 검출율의 차이가 크지는 않았으나, 최적치를 적용한 AB_{DIF} 이 가장 높게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 특히 표 1은 MIT-BIH 부정맥과 심방세동 데이터베이스의 결과를 비교하여 나타낸 것이다. 표에서와 같이 부정맥 데이터베이스에서 민감도는 크게 나타났으나, 예측도는 매우 떨어지는 것을 확인할 수 있다. 하지만 심방세동 데이터베이스에서는 민감도는 조금 떨어졌으나 예측도가 상대적으로 높게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 이는 부정맥 데이터베이스의 경우 다양한 부정맥 데이터가 포함되어 있어, 본 연구에서 제안한 최적치를 적용하였기 때문에 민감도는 높으나 예측도는 낮게 나타내며, 심방세동 데이터베이스는 대부분이 AFIB가 포함되어 있기 때문에 민감도와 예측도의 차이가 크지 않은 것으로 생각된다. 결과적으로 최적치는 $\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300ms$

일 때 AB_{DIF} 를 이용한 방법이 AB_{DEV} 보다 조금 더 높은 검출율을 나타낸 것을 확인할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 선형 분석 기반의 AFIB 분류를 위한 불규칙 RR 간격의 최적값 검출 방법을 제안하였다. 이를 위해 먼저 전처리 과정과 차감 기법을 통해 R파를 검출하였다. 이후 불규칙 RR 간격의 세그먼트 길이에 대한 범위를 설정하고 정규화 절대 편차와 절대치와 같은 선형 분석상의 AFIB 분류를 위한 최적값을 검출하였다. 제안된 알고리즘의 타당성 평가를 위해 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스와 AFIB 데이터베이스 성능 평가 결과, RR 간격과 연속하는 RR 간격 차에 대

표 1. DB에 따른 부정맥과 심방세동 검출 성능 비교 ($TH_{DIF} = 0.095, TH_{DEV} = 0.074$)

Table. 1 Comparison of arrhythmia and AFIB detection performance by MIT-BIH DB

DB	Method	RESULT	
		SE(%)	PP(%)
MIT-BIH arrhythmia	$AB_{DEV}(\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300)$	91.2	58.3
	$AB_{DIF}(\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300)$	92.4	73.2
MIT-BIH AFIB	$AB_{DEV}(\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300)$	86.1	90.2
	$AB_{DIF}(\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300)$	89.3	87.2

한 최적값은 $\alpha = 0.75, \beta = 1.4, \gamma = 300ms$ 일 때 제일 높은 민감도(sensitivity)를 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 또한 AFIB 분류를 위한 최적 문턱치가 $TH_{DIF} = 0.095, TH_{DEV} = 0.074$ 일 때 정규화 절대 편차에 의한 분류율과 절대차에 의한 분류율은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에서는 각각 SE(91.2%), SE(92.4%)를 각각 나타내었으며, MIT-BIH AFIB 데이터베이스에서는 각각 SE(86.1%), SE(89.3%)를 나타내었다. 전통적인 비선형 분석 알고리즘은 히스토그램의 특징을 저장할 메모리가 많이 소요되는 단점이 있으나 제안한 알고리즘은 최적 문턱치를 사용하기 때문에 계산량이 줄어들고 메모리 소모가 적은 장점이 있다. 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 헬스케어 시스템의 경우 본 연구에서 제안한 알고리즘이 효율적인 것으로 판단된다. 소형화 및 저 전력을 위해서는 더 적은 수의 특징들을 이용한 알고리즘에 대한 연구가 필요하다. 심장질환 진단 알고리즘에 대한 많은 연구가 국내에서 진행되어 왔지만, 진단 결과의 정확성이 떨어져 외국에서 개발한 진단 알고리즘을 사용하고 있는 실정이다. 따라서 국내에 적합한 부정맥 검출 알고리즘을 정착시키기 위해서는 심장전문의와의 협력과 임상 데이터를 통한 DB 개발과 이를 통한 진단 알고리즘의 정착이 필요하다.

REFERENCES

- [1] A. Bollmann, F. Lombardi, *Electrocardiology of Atrial Fibrillation. Current Knowledge and Future Challenges, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 25, No. 6, pp. 15-23, 2006.
- [2] C. Furberg, B. Psaty, T. Manolio, J. Gardin, V. Smith, P. Rautaharju, *Prevalence of atrial fibrillation in elderly subjects, The American Journal of Cardiology*, Vol. 74, Issue 3, pp 236-241, 1994.
- [3] I Heeringa, J., D. A. van der Kuip, A. Hofman, J. A. Kors, G. van Herpen, B. H. Stricker, T. Stijnen, G. Y. Lip, and J. C. Witteman. *Prevalence, incidence and lifetime risk of atrial fibrillation: the Rotterdam study. Eur. Heart J.* 27: 949 - 953, 2006.
- [4] Benjamin, E. J., P. A. Wolf, R. B. D'Agostino, H. Silbershatz, W. B. Kannel, and D. Levy. *Impact of atrial fibrillation on the risk of death: the Framingham Heart Study. Circulation* 98:946 - 952, 1998.
- [5] Wolf, P. A., R. D. Abbott, and W. B. Kannel. *Atrial fibrillation as an independent risk factor for stroke: the Framingham Study. Stroke* 22:983 - 988, 1991.
- [6] Aytemir, K., S. Aksoyek, A. Yildirim, N. Ozer, and A. Oto. *Prediction of atrial fibrillation recurrence after cardioversion by P wave signal-averaged electrocardiography. Int. J. Cardiol.* 70:15 - 21, 1999.
- [7] Clavier, L., J. M. Boucher, R. Lepage, J. J. Blanc, and J. C. Cornily. *Automatic P-wave analysis of patients prone to atrial fibrillation. Med. Biol. Eng. Comput.* 40:63 - 71, 2002.
- [8] Dotsinsky, I. *Atrial wave detection algorithm for discovery of some rhythm abnormalities. Physiol. Meas.* 28:595 - 610, 2007.
- [9] Duverney, D., J. Gaspoz, V. Pichot, F. Roche, R. Brion, A. Antoniadis, and J. Barthe' le'my. *High accuracy of automatic detection of atrial fibrillation using wavelet transform of heart rate intervals. Pacing Clin. Electrophysiol.* 25:457 - 462, 2002.
- [10] Ik-Sung Cho et al., "Baseline Wander Removing Method Based on Morphological Filter for Efficient QRS Detection," *Journal of KIICE*, vol. 17, no. 1, 2013, pp.166-174.
- [11] Ik-Sung Cho, Hyeog-Soong Kwon, "Efficient QRS Detection and PVC Classification based on Profiling Method," *Journal of KIICE*, vol. 17, no. 4, 2013, pp.705-711.



조익성(Ik-Sung Cho)

2003.02 : 한국해양대학교 공학박사
 2014.02 : 부산대학교 바이오정보전자공학과 공학박사
 2014.03 ~ 현재 : 경운대학교 항공정보통신공학과 조교수
 ※ 관심분야 : ECG Preprocessing, 부정맥분류알고리즘



정종혁(Jong -Hyeog Jeong)

1999년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과 공학박사
2000년 ~ 현재 : 경운대학교 항공정보통신공학과 교수
※관심분야 : DSP, 영상신호처리



조영창 (Young -Chang Cho)

2001.08 : 영남대학교 전자공학과 공학박사
1999.03 ~ 현재 : 경운대학교
항공대학 항공정보통신공학과 교수
※관심분야 : DSP, 영상신호처리, 전도 신호처리



권혁송(Hyeog-Soong Kwon)

1995.08: 영남대학교 전자공학과 공학박사
1996.04 ~ 2006.02 : 밀양대학교 정보통신공학과 부교수
2002.02 ~ 2003.02: 미국 OSU 방문교수
2011.07 ~ 2012.07: 조지아텍 방문교수
2006.03 ~ 현재 : 부산대학교 IT응용공학과 정교수
※관심분야 : 생체신호처리, ECG 특징점 추출, CDMA 시스템