

논문 2012-49SC-3-6

홀터 심전계를 위한 심방세동 신호 추출 알고리즘

(Atrial Fibrillation Waveform Extraction Algorithm for Holter Systems)

이 전*, 송 미 혜**, 이 경 중***

(Jeon Lee, Mi-hye Song, and Kyoung-joung Lee)

요 약

심방세동은 발작성 심방세동 단계에서부터 검출 및 분석하여 적절한 치료를 실시하여야 하며, 홀터 심전계를 통해서만 측정할 수 있다. 현재 12채널 심전계를 통해서 심방세동 신호를 추출할 수 있는 효과적인 방법들이 개발되어 있으나, 홀터 심전계를 위한 방법으로는 심실활동 템플릿을 단순 제거하는 ABS(averaged beat subtraction)방법이 사용되고 있다. 최근 단일 채널 심전도로부터 심방세동 신호를 추출하기 위한 PCA(principal component analysis) 또는 SVD(singular value decomposition) 기반의 알고리즘이 제안되기도 하였으나, 구현이 복잡하고 전문가의 개입이 필요한 한계가 있다. 본 논문에서는 주 입력인 심방세동 심전도에서 심실활동을 이벤트로서 검출한 뒤 이를 기준 입력으로 하는 이벤트 동기 적응필터(ESAF, event-synchronous adaptive filter)를 제안하고, 심방세동 신호 추출 성능을 평가해 보았다. 그 결과 기존 ABS 방법에 비해 우수할 뿐만 아니라, 전문가의 개입 없이도 PCA 또는 SVD 기반의 알고리즘과도 대등한 성능을 보였다. 나아가 이형성 심실활동이 있는 경우에도 효과적으로 대응할 수 있는 확장 ESAF 방법을 제안하였으며, 단형성 심실활동이 있는 경우와 유사한 수준의 성능을 확인하였다. 제안된 알고리즘을 홀터 심전계에 적용하면 발작성 심방세동 심전도의 분석뿐만 아니라 항부정맥 약물의 치료효과를 실시간으로 보다 정확하게 평가할 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract

Atrial fibrillation is needed to be detected at paroxysmal stage and to be treated. But, paroxysmal atrial fibrillation ECG is hardly obtained with 12-lead electrocardiographs but Holter systems. Presently, the averaged beat subtraction(ABS) method is solely used to estimate atrial fibrillatory waves even with somewhat large residual error. As an alternative, in this study, we suggested an ESAF(event-synchronous adaptive filter) based algorithm, in which the AF ECG was treated as a primary input and event-synchronous impulse train(ESIT) as a reference. And, ESIT was generated so to be synchronized with the ventricular activity by detecting QRS complex. We tested proposed algorithm with simulated AF ECGs and real AF ECGs. As results, even with low computational cost, this ESAF based algorithm showed better performance than the ABS method and comparable performance to algorithm based on PCA(principal component analysis) or SVD(singular value decomposition). We also proposed an expanded version of ESAF for some AF ECGs with multi-morphologic ventricular activities and this also showed reasonable performance. Ultimately, with Holter systems including our proposed algorithm, atrial activity signal can be precisely estimated in real-time so that it will be possible to calculate atrial fibrillatory rate and to evaluate the effect of anti-arrhythmic drugs.

Keywords : 심방세동, 단일 채널 심전도, 이벤트 동기 적응필터, 홀터 심전계

I. 서 론

심방세동(atrial fibrillation)은 임상에서 가장 흔하게 관찰되는 부정맥으로서, 우리나라의 유병률은 65세 이상에서 약 2.1%로 보고되어 있으며^[1], 미국의 경우 60세 이상 노인의 8-9%, 85세 이상 노인의 17.8%가 심방

* 평생회원, ** 정회원, *** 평생회원-교신저자,
연세대학교 의공학부

(Dept. Biomedical Engineering, Yonsei University)

※ 이 논문은 지식경제부 신성장동력장비 강화사업
(10040408, 인체용 수면 무호흡 방지 양압 호흡기
개발)에 의하여 지원되었음

접수일자: 2012년2월13일, 수정완료일: 2012년4월30일

세동이 있는 것으로 보고되어 있다^[2]. 심방세동은 유발 인자가 다양하고 동반질환에 따라 치료전략 및 예후가 달라지는 예측하기 힘든 질환이나, 증상이 없거나 증상이 있더라도 다른 증상과 구별하지 못하는 경우가 많다^[3]. 때문에 적절한 시점에 치료를 시행하지 못하여 뇌졸중, 심근 장애, 출혈, 억제 불가능한 부정맥과 같은 치명적 합병증으로 이어지는 경우가 많다. 심방세동은 그 지속시간과 정도에 따라 크게 발작성(paroxysmal), 지속성(persistent), 영구성(permanent) 심방세동으로 구분된다. 발작성 심방세동의 경우 일정 시간이 지나면 정상리듬으로 회복되나 발작성 심방세동 환자의 25.3%가 1년 이내에 더 심각한 형태의 심방세동으로 진행한다고 보고되어 있다^[4]. 심방세동은 심전도(ECG) 상에서 심방 활동에 상응하는 P파의 진폭 및 모양이 불규칙하고 분당 300회 이상의 높은 심방율(atrial rate) 즉, 심방세동율(atrial fibrillation rate)을 특징적으로 나타내는데^[5], 증상이 심화됨에 따라 그 모양의 불규칙성 및 심방세동율이 증가하는 것으로 알려져 있다^[6]. 이 심방세동율은 심방활동(AA, atrial activity) 신호의 파워 스펙트럼 상 첫 번째 메인 피크에 상응하며, 심방 심근의 불응성(atrial myocardial refractoriness) 지표, 심방세동의 분류 지표 또는 치료효과 평가 지표로 널리 사용되고 있다^[7-9]. 때문에 심방세동 초기 단계인 발작성 심방세동 단계에서부터 심방세동을 검출하고 심방세동율을 분석할 수 있다면, 보다 효과적인 심방세동 치료 및 관리가 이루어질 수 있을 것이다. 이때 심방세동을 분석은 심방활동 신호의 주파수 분석을 통해 이루어지므로, 심방세동 심전도로부터 심방활동 신호의 추출이 선결되어야만 한다. 만약 발작성 심방세동 환자로부터 12리드 심전도를 통해 심방세동 심전도를 획득할 수 있다면, 암묵신호분리(BSS, blind source separation) 방법^[10] 또는 공간-시간 QRST 제거(spatiotemporal QRST cancellation) 방법^[11] 등의 다양한 방법을 통해 심방활동 신호를 추출해 낼 수 있을 것이다. 하지만, 발작성 심방세동은 발생 시점을 예측할 수 없을 뿐만 아니라 발생 후 수 초~수 분 내에 정상리듬으로 회복되기 때문에 12리드 심전계를 통해 측정하는 것은 매우 어려우며, 더욱이 측정시간이 10초로 제한되어 있어 심방세동율이 3.9Hz~6.9Hz로 알려져 있는 발작성 심방세동 심전도를 주파수 분석하기에는 부적합하다^[12].

이러한 배경에서 발작성 심방세동 의심환자에게는 2일에서 길게는 1 주일 기간정도 홀터 심전계가 처방되

며, 그 결과 1~3채널의 심전도가 획득되므로 12리드 심전도에 적용하는 신호처리 기법을 통해서도 심방활동 신호를 추출할 수 없게 된다. 때문에 현재는 여러 비트의 심실활동(VA, ventricular activity) 신호 즉, QRST 세그먼트 신호의 앙상블 평균을 심전도로부터 제거함으로써 심방활동 신호를 추정하는 평균 비트 제거법(ABS, averaged beat subtraction)이 분석에 널리 사용되고 있다^[13]. 하지만, 이 ABS 방법은 고정된 QRST 템플릿을 각 심전도 비트로부터 뺀으로써 심방활동 신호를 추정하기 때문에 가변하는 QRS 콤플렉스 크기 및 모양에 대해 큰 잔차 오차(residual error)를 유발하는 한계를 안고 있다.

최근에는 이러한 문제를 해결하기 위해 단일 채널 심전도를 길이가 m 인 n 개 세그먼트로 가정된 뒤 이 $m \times n$ 행렬에 주성분 분석(PCA, principal component analysis)^[14] 또는 특이값 분해(SVD, singular value decomposition)^[15]를 적용함으로써 심방활동 신호를 추정하는 시도가 있었다. 이 두 방법 모두 기존 ABS 방법에 비해 적은 잔차 오차를 남기면서 심방활동 신호를 추정할 수 있는 장점을 보였다. 그러나 이들 방법은 ABS에 비해 매우 복잡한 신호처리 과정을 거쳐야 할 뿐만 아니라, 그 결과 나온 n 개의 요소(component) 중 심방활동 신호에 해당하는 요소들을 찾아내거나 이들 요소를 이어 붙여 심방활동 추정 신호를 복원해 낼 때 발생하는 신호 불연속성 문제를 해결하기 위해서는 전문가 개입의 후처리 과정이 필요하다는 한계가 있다.

이에 본 논문에서는 단일 채널 심전도로부터 전문가의 개입 없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 새로운 이벤트 동기 적응필터(ESAF, event-synchronous adaptive filter)^[16] 기반의 알고리즘을 제안하고 그 성능을 평가하였다. 더불어 심실수축 파형이 이형성을 가지는 경우를 대비한 확장 ESAF도 제안하고 그 성능을 평가해 보았다.

II. 본 론

1. 제안된 알고리즘

본 절에서는 심방세동 신호 추출에 ESAF를 적용하기 위해 심방세동 심전도를 어떻게 모델링하였는지와 이러한 모델링을 기반으로 한 ESAF 설계 및 적용 방법에 대해 설명하였다.

가. 심방세동 심전도 모델링

정상 심박동은 동방결절(SA node)에서 분당 60~80회 정도로 자발적으로 생성되는 임펄스 형태의 생체전위가 심방, 방실결절(AV node), 심실로 순차적으로 전파되면서 유발한 심방 및 심실 수축으로 형성된다. 이때 동방결절에서 발생한 임펄스는 심방을 수축시키는 원천이 되며, 방실결절에 도달한 이 임펄스는 0.12초 정도의 시간지연 후 심실을 수축하는 원천으로서 역할을 하게 된다. 정상동성리듬(NSR, normal sinus rhythm)인 경우에는 동방결절에서 발생한 임펄스와 심실로 전파되는 임펄스 간의 비는 1:1이며, 심방과 심실 간 차단이 존재하는 경우 2:1 이상이 되기도 하나 두 임펄스 간에는 일정한 연관성이 존재한다. 하지만, 심방세동의 경우에는 심방을 수축시키는 임펄스가 동방결절 및 주변의 비정상적인 위치에서 분당 300회~600회 정도 발생하며 이 중 일부가 심실로 전파되어 심실 수축 임펄스가 분당 90~140회 정도 발생하지만 이 두 임펄스 간에는 거의 연관성이 없는 것으로 알려져 있다.

한편, 심방수축 관련 임펄스가 심방 수축을 일으켜 전기 신호화되는 과정과 이 신호가 심장-흉부 간 매질을 통해 체표로 전달되는 과정을 전달함수로 가정한다면, 흉부에서 측정되는 심방활동(AA) 신호는 심방수축 임펄스 입력에 대한 이 전달함수의 출력으로 모델링할 수 있다. 비슷한 개념으로 흉부에서 측정되는 심실활동(VA) 신호도 심실수축 임펄스 입력에 대한 또 다른 전달함수의 출력으로 모델링할 수 있다. 또한 심방활동(AA) 신호와 심실활동(VA)가 서로 독립적이기 때문에 흉부에서 측정되는 심방세동 심전도는 두 신호의 단순 합으로 모델링할 수 있다. 이와 같은 심방세동 심전도의 모델링 개념을 그림 1(좌측)에 나타내었다.

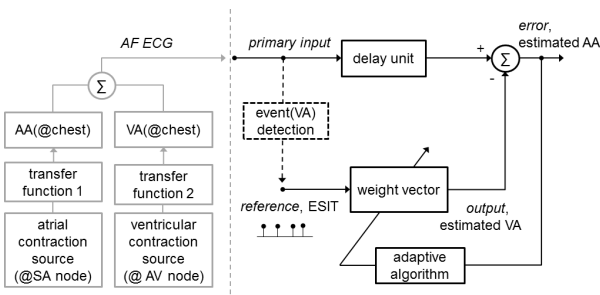


그림 1. 심방세동 심전도 모델링과 제안된 ESAF 개념도

Fig. 1. Conceptual diagram of AF ECG modeling and suggested ESAF.

나. ESAF 설계 및 적용

앞에서 언급한 심실수축 임펄스 또는 심실수축 소스를 $c(t)$ 라고 한다면, 흉부에서 측정되는 심실활동 신호 $v(t)$ 는 식 (1)과 같이 표현할 수 있으며, 이때 $h(t)$ 는 전달함수(그림 1의 transfer function 2)를 의미한다.

$$v(t) \cong c(t) \otimes h(t) \tag{1}$$

그리고 체표면에서 측정된 이산화 심방세동 심전도 $x(n)$ 은 식 (2)와 같이 심실활동 신호 $v(n)$ 과 심방활동 신호 $a(n)$ 의 합으로 표현할 수 있으며, $v(n)$ 은 $v(t)$ 의 이산화 신호이다.

$$x(n) = v(n) + a(n) \tag{2}$$

만약 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT, event-synchronous impulse train)를 생성해낼 수 있다면, 심방활동 신호를 추정하는 문제는 동기화된 임펄스 신호를 기준신호(reference signal)로 하고 심방세동 심전도를 주 입력(primary input)으로 하는 그림 1의 우측과 같은 적응필터 문제와 같아지게 될 것이다. 그리고 이 적응필터의 가중치 벡터(weight vector)는 전달함수 $h(t)$ 에 근사하는 방향으로 학습되며 적응필터의 출력단에서는 추정된 심실활동 신호(estimated VA)가 출력되고 최종적으로 오차 단에서는 추정 심방활동 신호(estimated AA)를 얻을 수 있게 될 것이다. 한편, 심방세동 심전도에 있어서 심실활동 신호에 해당하는 QRS 콤플렉스는 심방활동 신호 즉, 심방세동 신호에 비해 훨씬 크며 이들을 검출하는 것은 비교적 용이하다. 본 논문에서는 일반적으로 널리 사용되는 Tomkins의 실시간 QRS 콤플렉스 검출 알고리즘^[17]을 통해 QRS를 검출한 뒤 R 피크 위치(R_m)를 이용하여 식 (3)과 같이 ESIT 신호 $c(n)$ 을 생성해 냈다.

$$c(n) = \begin{cases} 1, & R_m \leq n \leq R_m + W \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \tag{3}$$

이때 W 는 펄스의 너비를 의미하며, 본 논문에서는 연산의 효율성을 위해 1로 정하였다. 만약 적응필터의 차수를 N 이라 한다면, 출력신호 $y(n)$ 은 수식 (4)와 같이 계산되며, $c(n)$ 의 대부분이 0이고 1인 부분이 매우 적은 희소성(sparsity) 특성 때문에 임펄스 하나 즉, 한 비트 당 N 번의 곱하기와 더하기만이 요구된다.

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} w_i(n)c(n-i) \quad (4)$$

이때 w 는 가중치벡터로 $w(n)=[w_1(n), w_2(n), \dots, w_N(n)]$ 이다. 가중치벡터를 업데이트하는 방법으로는 LMS 알고리즘을 선택하였으며, 학습률을 μ 라 하면 수식 (5)와 같이 구현할 수 있다.

$$w_i(n+1) = \begin{cases} w_i(n) + \mu e(n), & n - R_m - W \leq i \leq n - R_m \\ w_i(n), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

본 논문에서 사용된 심방세동 심전도의 샘플링률은 1000Hz이고 정상 QRS 콤플렉스의 지속시간(duration)은 120msec이하이기 때문에 필터 차수를 120으로 설정하였다. 설계된 ESAF가 적절히 동작하는지 확인하기 위하여 상용 환자시뮬레이터(medSim 300B, FLUKE)로부터 정상동성리듬(NSR) 심전도를 1000Hz 샘플링율로 획득하고 50Hz 저역통과 필터를 통과시킨 뒤 알고리즘에 적용해 보았으며 그 결과를 그림 2에 나타내었다. 이때 주 입력에 적용된 시간지연 D 는 50msec였으며, 심방세동 심전도에서와 달리 T파가 명확하게 나타나기 때문에 이 또한 제거하기 위해 일시적으로 필터 차수를 360으로 변경시켰다. 그림 2를 통해 설계된 ESAF의 동작개념을 이해할 수 있으며, 수 비트 기간 내에 가중치벡터가 효과적으로 학습됨으로써 임펄스 입력에 대해 심실활동 신호를 출력할 수 있음을 알 수 있다. 그 결과 오차 단을 통해서 주 입력에서 심실활동 신호가 제거된 심방활동 신호가 얻어지게 된다.

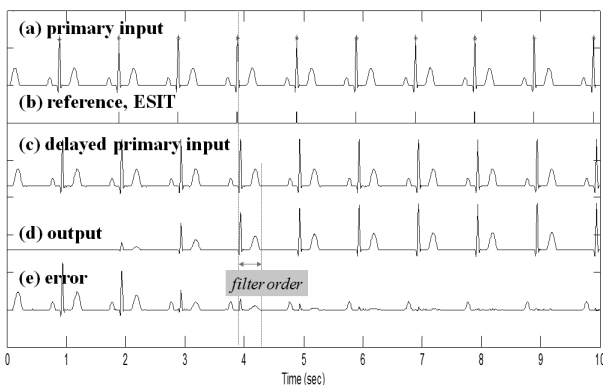


그림 2. 모의 정상동성리듬 심전도에 ESAF 적용한 결과

Fig. 2. ESAF results of an simulated NSR signal.

2. 알고리즘 평가 방법

발작성 심방세동 환자의 경우 대부분 심실활동 신호

모양이 동일한 단형성 특징을 가지나, 심실성 부정맥이 동반되는 경우 이형성 심실활동 신호를 보이기 때문에 두 가지 경우를 분리하여 평가해 보았다.

가. 단형성 심실활동의 경우

개발된 알고리즘의 유용성을 평가하기 위해 모의 심방세동 심전도와 실제 심방세동 심전도 각 5 건에 적용해 보았다. 모의 심방세동 심전도는 발작성 심방세동 환자(MIT-BIH Atrial Fibrillation database)의 정상동성리듬(NSR) 구간의 QRS 콤플렉스 신호와 심방세동 구간의 비-QRS 콤플렉스 신호를 이어 붙이는 방식으로 생성하였다^[18]. 실제 심방세동 신호는 체표면 심전도 3채널, 심장 내 심방전도 2채널, 심장 내 심실전도 2채널을 포함하는 Ann Arbor Electrogram Libraries Database(AAEL) 중에서 선택하였다. 모의 심방세동 심전도에 적용한 결과를 평가하기 위한 지표로는 원 모의 심방활동 신호와 추정 심방활동 신호 간의 상관계수(correlation coefficient, ρ)와 정규평균자승오차(NMSE)를 선택하였다. 그리고 실제 심방세동 심전도에 적용한 결과를 평가하기 위해서는 비-QRS 콤플렉스 구간의 원 신호와 추정신호 간 상관계수(S , similarity)와 Alcaraz 등이 제안한 QRS 콤플렉스 구간의 심실잔류(VR, ventricular residue)를 지표로 사용하였다^[15]. m 번째 R피크(R_m)에 대한 심실잔류는 식 (6)과 같이 계산할 수 있다. 더 나아가 심방세동 주파수가 심방세동의 임상적 평가에 중요하기 때문에 추정된 심방활동 신호로부터 계산한 심방세동 주파수의 정확성을 확인하기 위해 심장 내 심방전도의 심방세동 주파수와 비교해 보았다.

$$VR_m = \frac{1}{\frac{1}{Q} \sum_{n=1}^Q \hat{x}_{AA}^2(n)} \sqrt{\frac{1}{2H+1} \sum_{k=R_m-H}^{R_m+H} \hat{x}_{AA}^2(k)} \cdot \max_{k=R_m-H, \dots, R_m+H} (|x_{AA}(k)|) \quad (6)$$

나. 이형성 심실활동의 경우

이형성 심실활동의 경우 주로 정상동성리듬이 발생하다가 조기심실수축(PVC, premature ventricular contraction) 등과 같은 심실성 부정맥이 일회적 또는 일시적으로 나타났다가 다시 정상동성리듬으로 복귀하는 양상을 보인다. 그림 2에 나타난 바와 같이 앞서 제안된 ESAF는 새로운 심실활동의 모양을 출력하기 위해서는 연속적으로 수 비트의 모양이 동일해야 하는 문제를 안고 있다. 때문에 심실활동의 모양이 갑자기 이형적으로 변하는 경우에 QRS 콤플렉스 구간에서 많은

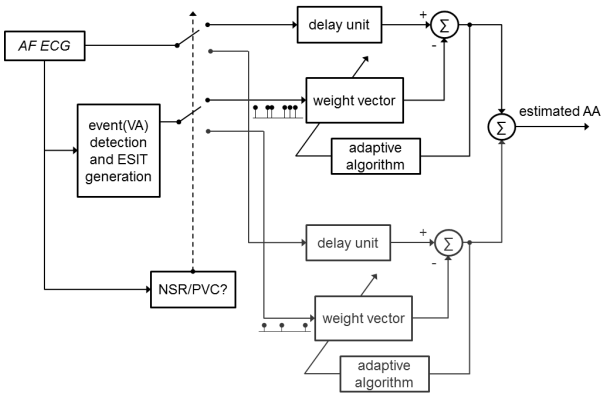


그림 3. 이형성 심실활동을 대비한 ESAF의 확장
Fig. 3. Expanded ESAF for heterogeneous ventricular activity.

오차를 유발할 수 있다. 이에 본 논문에서는 이형성 심실활동이 있는 경우에는 ESAF를 그림 3과 같이 확장할 것을 제안한다. 이 확장 ESAF는 두 개의 ESAF를 병렬로 배치하고 정상동성리듬 또는 심실조기수축인지 판단을 통해 주 입력과 기준신호를 적절히 스위칭해 주는 것을 특징으로 한다. 그 결과 정상동성리듬의 심방활동신호는 위쪽 ESAF에서, 심실조기수축의 심방활동신호는 아래쪽 ESAF에서 추정되며 이 두 심방활동신호의 합이 최종 추정 심방활동신호로 출력되게 된다.

확장 ESAF의 성능은 앞서 언급했던 환자시뮬레이터로부터 획득한 모의 이형성 심전도(NSR+PVC)와 MIT-BIH Atrial Fibrillation database의 이형성 심전도를 대상으로 평가하였다. 그리고 이때의 평가지표로 비-QRS 콤플렉스 구간의 상관계수(S)와 심실잔류(VR)를 사용하였다.

III. 실험 결과

먼저 제안된 ESAF 기반의 심방세동 신호 추출 알고리즘의 성능을 시간 도메인 파라미터(ρ , NMSE, S, VR)와 주파수 도메인 파라미터(AF frequency)를 통해 평가해 보았다. 그리고 추가적으로 이형성 심실활동의 경우를 대비해 제안한 확장 ESAF 기반 심방세동 신호 추출 방법의 성능도 평가해 보았다.

1. 제안된 ESAF 기반 알고리즘 성능 평가

제안된 알고리즘의 성능은 단일 채널 심전도에서 실시간 무감독으로 심방세동 신호를 추출할 수 있는 유일한 방법인 ABS 방법과 비교하였다. 먼저 모의 심방세

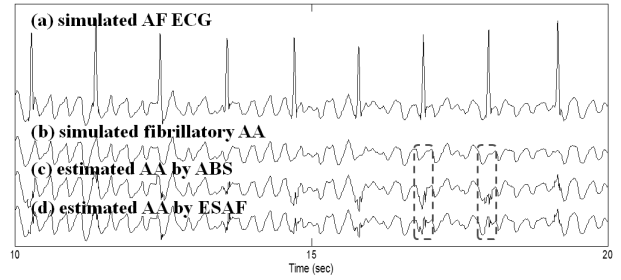


그림 4. 모의 심방세동 심전도에 ESAF 적용한 결과
Fig. 4. ESAF results of an simulated AF ECG signal.

동 신호에 대해 성능을 평가해 보았으며, 그림 4에는 그 일례를 나타내었다.

그림 4(b)의 모의 세동 심방활동(fibrillatory AA) 신호와 ABS 방법으로 추정된 심방활동 신호(c) 및 제안된 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호(d)를 비교해보면, 두 방법 모두 비-QRS 콤플렉스 구간에는 잔여 오차(residual error)가 거의 없으나 QRS 콤플렉스 구간에는 다소의 오차를 유발하는 것을 알 수 있다. QRS 콤플렉스 구간을 보다 자세히 살펴보면, 그림 4에 점선으로 표시한 부분 등에서 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호의 오차가 더 적음을 확인할 수 있다. 이는 ABS 방법은 삭감 템플릿(subtraction template)이 고정되어 QRS 콤플렉스의 크기 변화에 대응할 수 없지만 ESAF 방법은 가중치 벡터를 업데이트함으로써 일정부분 대응할 수 있기 때문에 판단된다. 표 1에는 ABS 방법과 ESAF 방법을 통해 5개 모의 심방세동 신호에서 심방활동 신호를 추정한 성능을 비교하여 나타내었다. 원 세동 심방활동 신호와 추정된 신호 간의 상관계수 및 정규평균자승오차 모두 제안된 ESAF 방법이 우

표 1. ABS 방법과 제안된 ESAF 방법 간 모의 심방세동 신호로부터 심방활동 신호 추정 성능 비교

Table 1. Performance comparisons of AA estimation from 5 simulated AF ECGs between ABS and suggested ESAF methods.

	ρ		NMSE	
	ABS	ESAF	ABS	ESAF
S1	0.856	0.904	0.404	0.351
S2	0.911	0.948	0.301	0.197
S3	0.891	0.943	0.398	0.223
S4	0.900	0.934	0.357	0.234
S5	0.913	0.946	0.283	0.200
mean(std.)	0.894(0.023)	0.935(0.018)	0.349(0.055)	0.241(0.063)

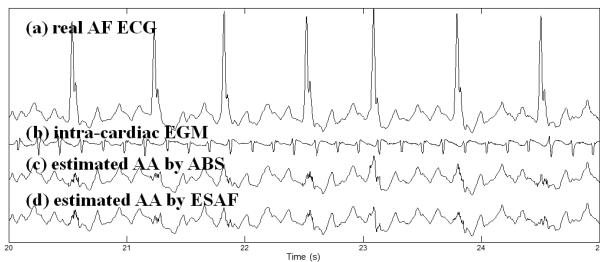


그림 5. 실제 심방세동 심전도에 ESAF 적용한 결과
Fig. 5. ESAF results of an real AF ECG signal.

수하게 나타났으며, 이는 고도의 신호처리 기법을 적용한 선행연구들과 비교하였을 때도 대등한 수준의 결과이다^[14~15].

실제 심방세동 신호에 대해서도 ABS 방법과 제안된 ESAF 방법을 통해 심방활동 신호를 추정해 보았으며, 그림 5에 그 한 예를 나타내었다. 그림 5로부터 모의 심방세동 심전도에서와 마찬가지로 심방활동 신호가 우수하게 추정된 것을 확인할 수 있으며, 5개 실제 심방세동 심전도로부터 ABS 방법과 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호들의 비-QRS 콤플렉스 구간 상관관계수(S) 및 QRS 콤플렉스 구간 심실잔류(VR) 값을 표 2에 비교하여 정리하였다. 이로부터 두 방법 모두 비-QRS 구간의 왜곡이 거의 없음을 알 수 있으며, QRS 콤플렉스 구간에 있어서는 제안된 ESAF 방법의 잔류 오차가 ABS 방법의 것보다 더 적음을 알 수 있다.

한편, 그림 5(b)는 심장 내에서 측정된 심방전도를 나타낸 것으로 이 신호의 피크와 체표에서 측정된 심방세동 심전도(a)의 f파(fibrillatory wave)가 동기화되어 있는 것을 관찰할 수 있다. 마찬가지로 ABS 방법으로 추정된 심방활동 신호(c)와 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호(d)도 심장 내에서 측정된 심방전도(b)와 동기화되어 있는 것이 확인된다. 때문에 체표면에서 측정된 심방세동 심전도로부터 추정된 심방활동 신호로도 심방 세동율을 비교적 정확하게 계산할 수 있을 것임을 짐작할 수 있다. 보다 정확한 확인을 위해 표 2에 언급된 AAEL 데이터베이스의 5개 레코딩을 대상으로 심장 내 심방전도와 ESAF로 추정된 심방활동 신호의 심방 세동율을 계산해 보았으며, 이때 심방 세동율은 주파수 스펙트럼 신호의 첫 번째 메인 피크로 하였다^[19]. 그 결과, 심장 내 심방전도로부터 계산한 심방 세동율(5.83±1.38Hz)과 ESAF를 통해 추정된 심방활동 신호로부터 계산한 심방 세동율(5.869±1.38Hz) 간에는 0.12±0.17Hz의 극히 작은 오차만이 존재하는 것을 확인

표 2. ABS 방법과 ESAF 방법 간 실제 심방세동 신호로부터 심방활동 신호 추정 성능 비교

Table 2. Performance comparisons of AA estimation from 5 simulated AF ECGs between ABS and ESAF methods.

recordings	S		VR	
	ABS	ESAF	ABS	ESAF
A181345	0.969	0.976	2.977	2.143
A221734	0.977	0.965	1.038	0.578
A224135	0.953	0.954	2.150	1.749
A286063	0.998	0.998	1.824	1.100
A377b91	1.000	0.999	1.149	0.930
mean(std.)	0.979(0.020)	0.978(0.020)	1.828(0.792)	1.300(0.635)

하였다. 참고로 이때 ABS 방법에 의한 오차는 0.31±0.29Hz였다.

2. 확장 ESAF 기반 알고리즘 성능 평가

앞서 언급한대로 이형성 심실활동이 존재하는 경우, 그림 6과 같이 ABS 방법(b)과 ESAF 방법(c) 모두 심방활동의 모양이 크게 바뀌면 QRS 콤플렉스 구간에 큰 잔류 오차를 남기는 한계가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 논문에서 제안된 확장 ESAF 기반 알고리즘(그림 3)을 적용하면 그림 6(d)와 같이 QRS 콤플렉스 구간의 잔류 오차를 줄일 수 있음을 알 수 있다. 잔류 오차의 감소효과를 정량적으로 관찰할 수 있도록 각 이형성 비트에 대한 ABS 방법, ESAF 방법, 확장 ESAF 방법의 심실잔류(VR) 값을 그림 6에 삽입하였다. 참고로 그림 6에 포함된 정상동성리듬의 심실잔류는 ABS 방법, ESAF 방법, 확장 ESAF 방법 순으로 각각 2.398±6.231, 1.754±3.415, 1.149±0.963이었다.

그림 6의 점선으로 표시된 부분을 통해 확인할 수 있듯이 ABS 방법과 ESAF 방법 모두에서 정상동성리듬

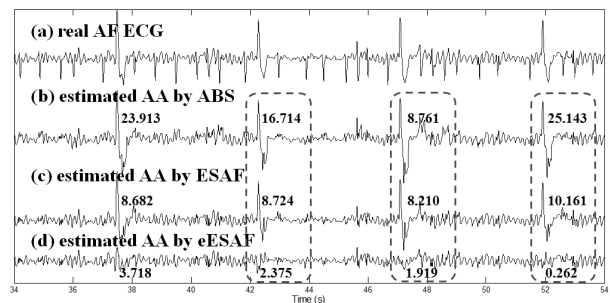


그림 6. 이형성 심실활동으로부터 심방세동 신호 추출 결과 비교

Fig. 6. Comparison of atrial fibrillatory activity estimation results in case of heterogenous VA.

표 3. 이형성 심실활동 심전도에 대한 심실잔류 특성 비교

Table 3. Comparison of ventricular residue(VR) in case of heterogenous VA.

recordings	VR		
	ABS	ESAF	eESAF
MIT203	3.419(5.700)	2.259(3.068)	1.790(1.204)
MIT210	2.083(5.190)	1.521(3.076)	1.168(0.899)
A182430	4.232(5.054)	3.609(4.886)	1.105(1.193)
A224135	2.510(6.234)	2.068(3.011)	1.700(0.962)
A239140	1.818(7.541)	1.392(4.232)	0.608(0.489)

비트 및 이형성 비트 간 심실잔류의 차이가 큰 것을 확인할 수 있다. 그럼에도 이형성 비트에서 ESAF 방법의 심실잔류가 ABS 방법 보다 적은 것은 불완전하나 오차를 최소화하는 방향으로 가중치 벡터를 1회 학습했기 때문으로 판단된다. 한편 확장 ESAF를 적용한 결과는 상대적으로 매우 적은 심실잔류를 보이는 것을 확인할 수 있다. 확장 ESAF에 의한 성능 향상 정도를 확인하기 위하여 MIT-BIH Atrial Fibrillation database와 Ann Arbor Electrogram Libraries Database에서 이형성 심실활동을 갖는 레코드를 5개 선택하였다. 그리고 보다 정확한 성능 향상 평가를 위해 이형성 심실활동이 발생한 1분 구간만을 추출하여 확장 ESAF(eESAF)를 적용한 심실잔류(VR)를 계산하였으며 그 결과는 표 3과 같다. 모든 레코딩에서 ABS 방법의 심실잔류의 평균 및 표준편차가 가장 크게 나타났으며, 다음으로 ESAF 방법, 확장 ESAF 방법 순인 것을 확인할 수 있다. 이것은 정상동성리듬에 대해서는 비슷한 수준의 심실잔류(표 2) 성능을 갖지만, 이형성 비트에 대해서는 심방세동 신호 추정 방법별로 심실잔류 값의 차이가 크기 때문으로 판단된다. 결과적으로 모든 레코딩에서 확장 ESAF가 이형성 심실활동이 있는 경우에 효과적으로 동작하고 있음을 확인할 수 있었으며, 평균적으로 ABS 방법에 비해 121%, ESAF 방법에 비해 70%의 심실잔류 감소 효과가 있었다.

IV. 결 론

심방세동은 전 세계적으로 가장 빈번하게 발생하는 부정맥임에도 불구하고 증상이 거의 없거나 직접적으로 생명을 위협하지 않기 때문에 그간 관련연구가 미흡한

상태이다. 국내에서도 직접적으로 생명을 위협하는 심실세동에 관한 연구는 다소 있었으나^[20], 심방세동에 관련된 연구는 거의 없는 실정이다^[21]. 이 심방세동은 적절한 치료없이 시간이 경과하게 되면 그 정도 및 심각성이 증가하며, 결국에는 심각한 심혈관계 합병증을 초래한다. 때문에 최근 심방세동에 대한 연구가 조명을 받기 시작하고 있으며 초기 단계인 발작성 심방세동 단계부터 검출, 치료, 그리고 치료효과 분석이 필요하다. 현재 발작성 심방세동은 단일 또는 3채널의 심전도 획득이 가능한 홀터 심전계로부터 획득이 가능하나, 앙상블 평균 템플릿을 제거하는 ABS 방법 외에는 홀터 심전도로부터 심방세동 신호를 추출할 적절한 방법이 없는 상태이다. 때문에 단일채널 심전도에 PCA 또는 SVD 기반의 알고리즘을 적용하여 심방세동 신호 추출 시도가 있었으나^[14~15], 분석자의 개입이 필요하고 알고리즘 구현이 매우 복잡하기 때문에 홀터 심전계에 적용하기 어려운 상태이다.

이에 본 논문에서는 단일채널 심전도로부터 심방세동 신호를 추출할 수 있는 ESAF 기반의 알고리즘을 제안하고 그 성능을 평가해 보았다. 그 결과, 일반 적응 필터보다도 적은 연산량에도 불구하고 심방세동 신호를 효과적으로 추출할 수 있음을 확인하였다. 통계적으로는 모든 평가 지표(ρ , NMSE, S, VR)에서 기존 ABS 방법 보다 유의한 수준(Student t-test, $p < 0.005$)으로 우수한 결과를 나타내었다. 또한 기존 ABS 방법과 마찬가지로 ESAF 방법도 이형성 심실활동이 있는 심실세동 심전도에 취약한데, 이러한 제약을 해결하기 위해 그림 3과 같은 확장 ESAF 방법도 제안하였다. 그 결과 단형성 심실활동에 ESAF를 적용한 수준의 성능으로 심방세동 신호를 추출할 수 있었다(표 2와 표3 참조). 한편, 심방 세동을 참값인 심장 내 심방전도로부터 계산된 심방 세동율과 제안된 알고리즘을 통해 계산된 심방 세동율을 비교해 보았으며, 그 오차는 $0.12 \pm 0.17\text{Hz}$ 수준이었다. 발작성 심방 세동율은 $4.8 \pm 0.6\text{Hz}$ 수준이다가 시간이 지남에 따라 $5.3 \pm 0.7\text{Hz}$ 로 증가하며, 부정맥 약물 처방에 의해 $6.9 \pm 0.4\text{Hz}$ 의 심방 세동율을 $5.8 \pm 0.4\text{Hz}$ 수준으로 감소시킬 수 있다는 Bollmann 등의 보고^[12]를 참고한다면, 이 오차 수준은 임상에서 충분히 허용할 수 있는 수준으로 판단된다.

최종적으로 제안된 알고리즘을 홀터에 적용한다면 실시간으로 심방세동 신호 추출 및 심방 세동율을 그림 7과 같이 제공할 수 있을 것이며, 이는 발작성 심방세

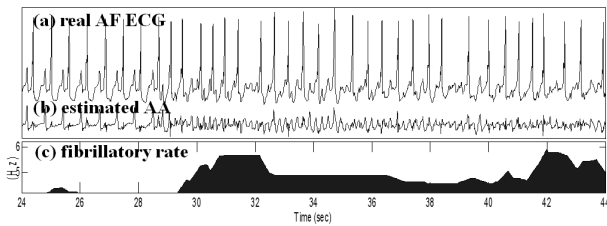


그림 7. 제안된 ESAF 방법을 통한 실시간 심방세동 신호 추출 및 심방 세동을 계산 결과

Fig. 7. Results of AA estimation and fibrillatory rate estimation in real-time using our suggested ESAF method.

동 환자의 심방세동 특성 분석에 뿐만 아니라 수 분에서 수 시간에 걸쳐 일어나는 항부정맥 약물의 효과를 평가^[22]하는데 활용 할 수 있을 것으로 기대된다. 추가적으로 심실활동(QRS 콤플렉스)을 검출하여 임펄스를 발생시키는 회로^[23]를 추가한다면 연산량을 더욱 줄일 수도 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] J. H. Jeong, "Prevalence of and risk factors for atrial fibrillation in Korean adults older than 40 years", *J. Korean Med. Sci.*, Vol. 20, no. 1, pp. 26-30, 2005.
- [2] P. Dorian, W. Jung, D. Newman, M. Paquette, K. Wood, G. M. Ayers, et al., "The impairment of health-related quality of life in patients with intermittent atrial fibrillation: Implications for the assessment of investigational therapy", *J. Am. Coll. Cardiol.*, Vol. 36, no. 4, pp. 1303-1309, 2000.
- [3] F. Hegbom, K. Stavem, S. Sire, M. Heldal, O. M. Orning, K. Gjesdal, "Effects of short-term exercise training on symptoms and quality of life in patients with chronic atrial fibrillation", *Int. J. Cardiol.*, Vol. 116, no. 1, pp. 86-92, 2007.
- [4] N. Takahashi, A. Seki, K. Imatak, J. Fujii, "Clinical features of paroxysmal atrial fibrillation. An observation of 94 patients", *Japanese Heart Journal*, Vol. 22, no. 2, pp. 143-149, 1981.
- [5] B. F. Kannel, P. A. Wolf, E. J. Benjamin, D. Levy, "Prevalence, incidence, prognosis, and predisposing conditions for atrial fibrillation: population based estimates", *Am. J. Cardiol.*, Vol. 82, pp. 2N-9N, 1998.
- [6] M. M. Gallagher, J. Camm, "Classification of atrial fibrillation", *Am. J. Cardiol.*, Vol. 82, pp. 18N-28N, 1998.
- [7] A. Capucci, M. Biffi, G. Boriani, F. Ravelli, G. Nollo, P. Sabbatani, C. Orsi, B. Magnani, "Dynamic electrophysiological behavior of human atria during paroxysmal atrial fibrillation", *Circulation*, Vol. 92, pp. 1193-1202, 1995.
- [8] V. Fuster, L. E. Ryden, D. S. Cannom, et al., "ACC/AHA/ESC 2006 guidelines for the management of patients with atrial fibrillation: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines", *J. Am. Coll. Cardiol.*, Vol. 48, pp. 854-906, 2006.
- [9] K. T. Koning, C. J. Kirchhof, J. R. Smeets, H. J. Wellens, O. C. Penn, M. A. Allesie, "High-density mapping of electrically induced atrial fibrillation in humans", *Circulation*, Vol. 98, pp. 1665-1680, 1994.
- [10] J. J. Rieta, F. Castells, C. Sanchez, V. Zarzoso, J. Millet, "Atrial activity extraction for atrial fibrillation analysis using blind source separation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 51, pp. 1176-1186, 2004.
- [11] M. Stridh, L. Sornmo, "Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 48, pp. 105-111, 2001.
- [12] A. Bollmann, K. Sonne, H. Esperer, I. Toepffer, J. Langberg, H. Klein, "Non-invasive assessment of fibrillatory activity in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation using the Holter ECG", *Cardiovasc. Res.*, Vol. 44, pp. 60-66, 1999.
- [13] J. Slocum, A. Sahakian, S. Swiryn, "Diagnosis of atrial fibrillation from surface electrocardiograms based on computer-detected atrial activity", *J. Electrocardiol.*, Vol. 25, pp. 1-8, 1992.
- [14] F. Castells, C. Mora, J. J. Rieta, D. Moratal-Perez, J. Millet, "Estimation of atrial fibrillatory wave from single-lead atrial fibrillation electrocardiograms using principal component analysis concepts", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 43, pp. 557-560, 2005.
- [15] R. Alcarza, J. J. Rieta, "Adaptive singular value cancelation of ventricular activity in single-lead atrial fibrillation electrocardiograms", *Physiol. Meas.*, Vol. 29, pp. 1351-1369, 2008.
- [16] H. D. Park, Y. C. Park, S. P. Cho, B. R. Jang, K. J. Lee, "New Cardiac MRI Gating Method Using

- Event-Synchronous Adaptive Digital Filter”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 37, no. 11, pp. 2170-2187, 2009.
- [17] J. Pan, W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, pp. 230-236, 1985.
- [18] F. Castells, J. J. Rieta, J. Millet, V. Zarzoso, “Spatiotemporal blind source separation approach to atrial activity estimation in atrial tachyarrhythmias”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 52, pp. 258-267, 2005.
- [19] M. Stridh, A. Bollmann, S. B. Olsson, L. Sornmo, “Detection and feature extraction of atrial tachyarrhythmias”, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, Vol. 25, no. 6, pp. 31-39, 2006.
- [20] 송미혜, 이진, 조성필, 이경중, “SVM 분류기를 통한 심실세동 검출”, *전자공학회논문지*, 제42권 SC편, 제 5호, 27-34쪽, 2005년 9월
- [21] 박진오, 전문구, “심박동 시간간격을 사용한 심방세동 판별”, 2009 한국정보기술학회 하계학술대회 논문집, 251-256쪽, 목포해양대학교, 2009년 6월.
- [22] A. Bollmann, D. Husser, L. Mainardi, F. Lombardi, P. Langley, A. Murray, J. J. Rieta, J. Millet, S. B. Olsson, M. Stridh, L. Sornmo, “Analysis of surface electrocardiograms in atrial fibrillation: techniques, research, and clinical applications”, *Europace*, Vol. 8, no. 11, pp. 911-926, 2006.
- [23] J. Fraden, M. R. Neuman, “QRS wave detection”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 18, pp. 125-132, 1980.

 저 자 소 개



이 전(평생회원)
 2006년 연세대학교 의공학과 박사 졸업.
 2006년~2008년 한국한의학연구원 선임연구원
 2009년~2011년 8월 대구한의대 한방의료공학과 조교수
 2011년 9월~현재 연세대학교 의공학부 연구교수
 <주관심분야 : cardiovascular engineering, cardiorespiratory engineering, 생체신호처리, 의료기기 임상시험, 한방의료기기>



송 미 혜(정회원)
 2003년 연세대학교 의공학과 학사 졸업.
 2005년 연세대학교 의료공학협동과정 석사 졸업.
 2005년~현재 연세대학교 대학원 의공학과 박사 과정.
 <주관심분야 : 생체계측 및 생체신호처리>



이 경 중(평생회원)
 1981년 연세대학교 전기공학과 학사 졸업.
 1983년 연세대학교 전기공학과 석사 졸업.
 1988년 연세대학교 전기공학과 박사 졸업.
 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원교수
 1989년~현재 연세대학교 의공학부 교수
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리, 생체 모델링>