



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년10월28일  
(11) 등록번호 10-1321290  
(24) 등록일자 2013년10월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/046 (2006.01)  
G06F 19/00 (2011.01)  
(21) 출원번호 10-2012-0054178  
(22) 출원일자 2012년05월22일  
심사청구일자 2012년05월30일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020100092809 A  
KR1020080017199 A

(73) 특허권자  
연세대학교 원주산학협력단  
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1  
(72) 발명자  
이경중  
강원도 원주시 일산동 341-82호  
이전  
강원도 원주시 명륜2동 현대2차 아파트 203-1406  
송미혜  
경상북도 안동시 옥야동 340-89번지  
(74) 대리인  
민혜정

전체 청구항 수 : 총 22 항

심사관 : 나선희

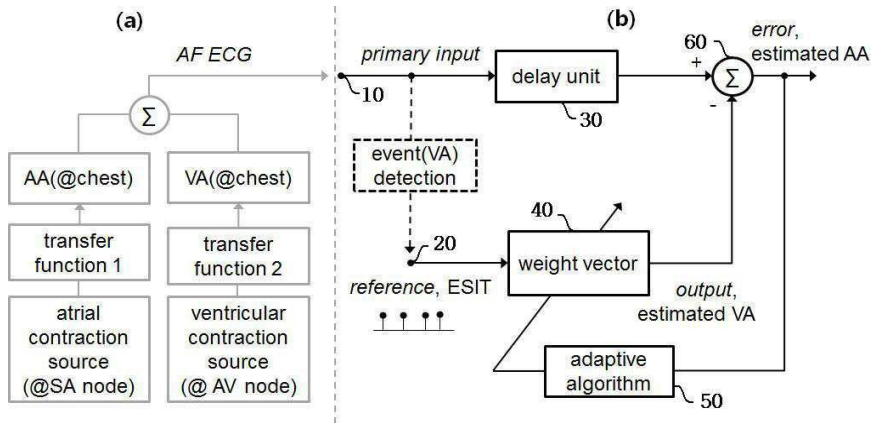
(54) 발명의 명칭 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 필터 심전계 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 단일 채널 심전도로부터 전문가의 개입없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 구비하여, 정확도가 높으며, 후처리과정이 필요없으며, 계산이 간단하며, 이형성 심실활동이 있는 경우에도 효과적으로 대응할 수 있는, 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 필터 심전계 및 그 방법에 관한 것이다.

본 발명은, 하나 이상의 채널로 심전도를 검출하도록 이루어진 심전도 전극부, 상기 심전도 전극부로부터 수신된 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하여 디지털신호로 변환하는 전처리부, 이벤트 동기 적응필터를 구비하여 상기 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 연산처리부를 포함하는 필터 심전계에 있어서, 상기 이벤트 동기 적응필터는, 심전도 신호가 수신된 입력단으로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되도록 이루어진 지연부; 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호가 입력되어 가중치가 부과되어 합산되는 가중치 벡터부; 상기 지연부의 출력과 가중치벡터부의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산부; ESAF 합산부의 출력을 수신하여 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 적응 알고리즘부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

하나 이상의 채널로 심전도를 검출하도록 이루어진 심전도 전극부, 상기 심전도 전극부로부터 수신된 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하여 디지털신호로 변환하는 전처리부, 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 구비하여 상기 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 연산처리부를 포함하는 홀터 심전계에 있어서,

상기 이벤트 동기 적응필터(ESAF)는

심전도 신호가 주신호 입력단으로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되도록 이루어진 지연부;

심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)가 입력되어 가중치가 부과되어 합산되는 가중치벡터부;

상기 지연부의 출력과 가중치벡터부의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산부;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

이벤트 동기 적응필터(ESAF)는,

ESAF 합산부의 출력을 수신하여 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 적응 알고리즘부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

### 청구항 3

하나 이상의 채널로 심전도를 검출하도록 이루어진 심전도 전극부, 상기 심전도 전극부로부터 수신된 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하여 디지털신호로 변환하는 전처리부, 확장 이벤트 동기 적응필터(확장 ESAF)를 구비하여 상기 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 연산처리부를 포함하는 홀터 심전계에 있어서,

상기 확장 이벤트 동기 적응필터는

전처리부로부터 수신된 심전도신호로부터 정상동성리듬의 심방세동 심전도 신호를 검출하는 제1이벤트 동기 적응필터;

전처리부로부터 수신된 심전도신호로부터 심실조기수축의 심방세동 심전도 신호를 검출하는 제2이벤트 동기 적응필터;

제1이벤트 동기 적응필터의 출력과 제2이벤트 동기 적응필터의 출력을 합산하여 출력하는 확장 ESAF 출력부;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

### 청구항 4

제3항에 있어서,

제1이벤트 동기 적응필터와 제2이벤트 동기 적응필터는

심전도 신호가 주신호 입력단으로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되도록 이루어진 지연부;

심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)가 입력되어 가중치가 부과되어 합산되는 가중치벡터부;

상기 지연부의 출력과 가중치벡터부의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산부;

를 각각 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

### 청구항 5

제4항에 있어서,

제1이벤트 동기 적응필터와 제2이벤트 동기 적응필터는,

ESAF 합산부의 출력을 수신하여 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 적응 알고리즘부를 각각 더 포함하는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 6**

제2항 또는 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

지연시간은 50msec 인 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 7**

제2항 또는 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호는 QRS를 검출한 뒤, R 피크 위치를 이용하여,

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

(단, c(n)은 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n번째 신호이며, W는 펄스의 너비이며, R<sub>m</sub>은 QRS 파형 중의 R 피크의 위치임)

에 의해 구하여지는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 8**

제7항에 있어서,

펄스의 너비인 W는 1인 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 9**

제7항에 있어서,

가중치벡터부는, 적응필터의 차수를 N이라 할때,

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

(단, y(n)은 가중치벡터부의 출력신호 중 n번째 신호이며, c(n-i)는 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n-i번째 신호이며, ω는 가중치벡터로서 n번째 가중치벡터인 ω(n)=[ω<sub>1</sub>(n), ω<sub>2</sub>(n),, ω<sub>N</sub>(n)] 임)

에 의해 연산되어 출력되는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

적응 알고리즘부는, 학습률을 μ라 할때,

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

(단, ω<sub>i</sub>(n+1)는 n+1번째 가중치벡터이며, ω<sub>i</sub>(n)는 n번째 가중치벡터이며, μ는 학습률이며, R<sub>m</sub>은 R 피크의 위치이며, W는 펄스의 너비이며, e(n)은 ESAF 합산부의 출력임)

에 의해 가중치벡터를 구하는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

상기 연산처리부의 출력을 저장하는 메모리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 12**

제10항에 있어서,

상기 연산처리부의 출력을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 홀터 심전계.

**청구항 13**

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 방법에 있어서,

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호가 지연부로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되는 지연단계;

가중치벡터부로 입력된, 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)에, 가중치가 부과되고 합산되는 가중치벡터 연산단계;

상기 지연단계의 출력과 상기 가중치벡터 연산단계의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 ESAF 합산단계의 출력을 수신하여, 갱신된 가중치벡터를 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 구하는 적응 알고리즘 연산단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 15**

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 방법에 있어서,

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 정상동성리듬의 심방세동 심전도 신호를 검출하는, 제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계;

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심실조기수축의 심방세동 심전도 신호를 검출하는, 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계;

제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계의 출력과 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계의 출력을 합산하여 출력하는, 확장 ESAF 출력단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 16**

제15항에 있어서,

제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계와 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계는,

심방세동신호를 포함하는 심전도 신호가 지연부로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되는 지연단계;

가중치벡터부로 입력된, 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)에, 가중치가 부과되고 합산되는 가중치벡터 연산단계;

상기 지연단계의 출력과 상기 가중치벡터 연산단계의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산단계;

를 각각 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계와 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계는,

상기 ESAF 합산단계의 출력을 수신하여, 갱신될 가중치벡터를 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 구하는 적응 알고리즘 연산단계를 각각 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 18**

제14항 또는 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호는 QRS를 검출한 뒤, R 피크 위치를 이용하여,

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

(단, c(n)은 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n번째 신호이며, W는 펄스의 너비이며, R<sub>m</sub>은 QRS 파형 중의 R 피크의 위치임)

에 의해 구하여지는 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 19**

제18항에 있어서,

펄스의 너비인 W는 1인 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 20**

제18항에 있어서,

가중치벡터 연산단계는, 적응필터의 차수를 N이라 할때,

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

(단, y(n)은 가중치벡터부의 출력신호 중 n번째 신호이며, c(n-i)는 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n-i번째 신호이며, ω는 가중치벡터로서 n번째 가중치벡터인 ω(n)=[ω<sub>1</sub>(n), ω<sub>2</sub>(n), , ω<sub>N</sub>(n)] 임)

에 의해 연산되는 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 21**

제20항에 있어서,

적응 알고리즘 연산단계는, 학습률을 μ라 할때,

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

(단, ω<sub>i</sub>(n+1)는 n+1번째 가중치벡터이며, ω<sub>i</sub>(n)는 n번째 가중치벡터이며, μ는 학습률이며, R<sub>m</sub>은 R 피크의 위치이며, W는 펄스의 너비이며, e(n)은 ESAF 합산단계의 출력임)

에 의해 가중치벡터를 구하는 것을 특징으로 하는 심방세동 신호를 추출하는 방법.

**청구항 22**

제20항의 심방세동 신호를 추출하는 방법에 대한 컴퓨터 프로그램 소스를 저장한 기록매체.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 본 발명은 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계에 관한 것으로, 보다 상세히는 단일 채널 심전도로 부터 전문가의 개입없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 이벤트 동기 적응필터(ESAF, event-synchronous adaptive filter)를 구비하여, 정확도가 높으며, 후처리과정이 필요없으며, 계산이 간단하며, 이형성 심실활동이 있는 경우에도 효과적으로 대응할 수 있는, 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계 및 그 방법에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 심방세동(atrial fibrillation)은 임상에서 가장 흔하게 관찰되는 부정맥으로서, 우리나라의 유병률은 65세 이상에서 약 2.1%로 보고되어 있으며, 미국의 경우 60세 이상 노인의 8-9%, 85세 이상 노인의 17.8%가 심방세동이 있는 것으로 보고되어 있다.

[0003] 심방세동은 유발인자가 다양하고 동반질환에 따라 치료전략 및 예후가 달라지는 예측하기 힘든 질환이나, 증상이 없거나 증상이 있더라도 다른 증상과 구별하지 못하는 경우가 많다. 때문에 적절한 시점에 치료를 시행하지 못하여 뇌졸중, 심근 장애, 출혈, 억제 불가능한 부정맥과 같은 치명적 합병증으로 이어지는 경우가 많다.

[0004] 심방세동은 그 지속시간과 정도에 따라 크게 발작성(paroxysmal), 지속성(persistent), 영구성(permanent) 심방세동으로 구분되며, 발작성 심방세동의 경우 일정 시간이 지나면 정상리듬으로 회복되나, 발작성 심방세동 환자의 25.3%가 1년 이내에 더 심각한 형태의 심방세동으로 진행한다고 보고되고 있다.

[0005] 심방세동은 심전도(ECG) 상에서 심방활동에 상응하는 P파의 진폭 및 모양이 불규칙하고 분당 300회 이상의 높은 심방율(atrial rate) 즉, 심방세동율(atrial fibrillation rate)을 특징적으로 나타내는데, 증상이 심화됨에 따라 그 모양의 불규칙성 및 심방세동율이 증가하는 것으로 알려져 있다.

[0006] 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.

[0007] 효과적인 심방세동 치료를 위해서는 발작성 심방세동의 단계에서부터 심방세동을 검출하고 분석할 수 있어야 한다. 또한 이를 위해서는 발작성 심방세동 환자의 심전도로부터 심방활동 신호만을 추출한 뒤 파형의 불규칙성과 세동율을 계산해 내는 것이 필요하다.

[0008] 만약 발작성 심방세동 환자로부터 심방세동이 발생한 시점의 12리드 심전도를 획득할 수 있다면, 암묵신호분리(BSS, blind source separation) 방법 또는 공간-시간 QRST 제거(spatiotemporal QRST cancellation) 방법 등을 통해 심방활동 신호를 추출해 낼 수 있다. 하지만, 발작성 심방세동 발생 시점은 예측할 수 없을 뿐만 아니라 발생 후 수 초수 분 내에 정상리듬으로 회복되기 때문에 상용 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. 이러한 배경에서 발작성 심방세동 의심환자에게는 2일에서 길게는 1주일 기간정도 홀터 심전계가 처방되며, 그 결과 13채널의 심전도가 획득되므로 12리드 심전도에 적용하는 신호처리 기법을 통해서 심방활동 신호를 추출할 수 없게 된다.

[0009] 일반적으로 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 널리 사용되고 있으나, 이 ABS 방법은 고정된 QRST 템플릿을 각 심전도 비트로부터 뺌으로써 심방활동 신호를 추정하기 때문에 가변하는 QRS 콤플렉스 크기 및 모양에 대해 큰 잔차 오차(residual error)를 유발하는 한계를 안고 있다.

[0010] 또한, 최근에는 단일 채널 심전도를 길이가 m인 n개 세그먼트로 가정한 뒤 이 m×n행렬에 주성분 분석(PCA, principal component analysis) 또는 특이값 분해(SVD, singular value decomposition)를 적용함으로써 심방활동 신호를 추정하는 시도가 있으며, 이 두 방법은 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 n개의 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.

[0011] 이에 본 발명에서는 단일 채널 심전도로부터 전문가의 개입없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 이벤트 동기 적응필터(ESAF)기반의 알고리즘과, 이 알고리즘을 구비한 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계를 제안한다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0012] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 단일 채널 심전도로부터 전문가의 개입없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 구비하여, 간편하며, 정확도가 높으며, 후처리과정이 필요없으며, 계산이 간단한, 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계 및 그 방법을 제공하는 것이다.

[0013] 본 발명이 해결하려는 다른 과제는 심실성 부정맥으로 인한 이형성 심실활동 신호에 대응 가능한 확장 이벤트 동기 적응필터(ESAF) 알고리즘을 구비하는, 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계 및 그 방법을 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

[0014] 상기 과제를 해결하기위해, 본 발명은, 하나 이상의 채널로 심전도를 검출하도록 이루어진 심전도 전극부, 상기 심전도 전극부로부터 수신된 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하여 디지털신호로 변환하는 전처리부, 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 구비하여 상기 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 연산처리부를 포함하는 홀터 심전계에 있어서, 상기 이벤트 동기 적응필터(ESAF)는, 심전도 신호가 주신호 입력단으로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되도록 이루어진 지연부; 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)가 입력되어 가중치가 부과되어 합산되는 가중치벡터부; 상기 지연부의 출력과 가중치벡터부의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산부; ESAF 합산부의 출력을 수신하여 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 적응 알고리즘부를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한 본 발명은, 하나 이상의 채널로 심전도를 검출하도록 이루어진 심전도 전극부, 상기 심전도 전극부로부터 수신된 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하여 디지털신호로 변환하는 전처리부, 확장 이벤트 동기 적응필터(확장 ESAF)를 구비하여 상기 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 연산처리부를 포함하는 홀터 심전계에 있어서, 상기 확장 이벤트 동기 적응필터는, 전처리부로부터 수신된 심전도신호로부터 정상동성리듬의 심방세동 심전도 신호를 검출하는 제1이벤트 동기 적응필터; 전처리부로부터 수신된 심전도 신호로부터 심실조기수축의 심방세동 심전도 신호를 검출하는 제2이벤트 동기 적응필터; 제1이벤트 동기 적응필터의 출력과 제2이벤트 동기 적응필터의 출력을 합산하여 출력하는 확장 ESAF 출력부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0016] 제1이벤트 동기 적응필터와 제2이벤트 동기 적응필터는, 심전도 신호가 주신호 입력단으로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되도록 이루어진 지연부; 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)가 입력되어 가중치가 부과되어 합산되는 가중치벡터부; 상기 지연부의 출력과 가중치벡터부의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산부; ESAF 합산부의 출력을 수신하여 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 적응 알고리즘부;를 각각 포함하여 이루어진다.

[0017] 지연시간은 50msec으로 할 수 있다.

[0018] 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호는 QRS를 검출한 뒤, R 피크 위치를 이용하여,

[0019] 
$$c(n) = \begin{cases} 1, & R_m \leq n \leq R_m + W \\ 0, & otherwise \end{cases}$$

[0020] (단, c(n)은 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n번째 신호이며, W는 펄스의 너비이며, R<sub>m</sub>은 QRS 파형 중의 R 피크의 위치임)

[0021] 에 의해 구하여진다.

[0022] 펄스의 너비인 W는 1로 할 수 있다.

[0023] 가중치벡터부는, 적응필터의 차수를 N이라 할때,

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

[0024]

[0025] (단, y(n)은 가중치벡터부의 출력신호 중 n번째 신호이며, c(n-i)는 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n-i번째 신호이며, ω는 가중치벡터로서 n번째 가중치벡터인 ω(n)=[ω<sub>1</sub>(n), ω<sub>2</sub>(n),, ω<sub>N</sub>(n)] 임)

[0026] 에 의해 연산되어 출력된다.

[0027] 적응 알고리즘부는, 학습률을 μ라 할때,

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

[0028]

[0029] (단, ω<sub>i</sub>(n+1)는 n+1번째 가중치벡터이며, ω<sub>i</sub>(n)는 n번째 가중치벡터이며, μ는 학습률이며, R<sub>m</sub>은 R 피크의 위치이며, W는 펄스의 너비임)

[0030] 에 의해 가중치벡터를 구한다.

[0031] 상기 연산처리부의 출력을 저장하는 메모리부와, 상기 연산처리부의 출력을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함할 수 있다.

[0032] 또한, 본 발명은, 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 방법에 있어서, 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호가 지연부로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되는 지연단계; 가중치벡터부로 입력된, 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)에, 가중치가 부과되고 합산되는 가중치벡터 연산단계; 상기 지연단계의 출력과 상기 가중치벡터 연산단계의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산단계; 상기 ESAF 합산단계의 출력을 수신하여, 갱신된 가중치벡터를 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 구하는 적응 알고리즘 연산단계를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0033] 또한, 본 발명은, 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심방세동 신호를 추출하는 방법에 있어서, 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 정상동성리듬의 심방세동 심전도 신호를 검출하는, 제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계; 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호로부터 심실조기수축의 심방세동 심전도 신호를 검출하는, 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계; 제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계의 출력과 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계의 출력을 합산하여 출력하는, 확장 ESAF 출력단계를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0034] 제1이벤트 동기 적응필터링 연산단계와 제2이벤트 동기 적응필터링 연산단계는, 심방세동신호를 포함하는 심전도 신호가 지연부로 입력되어 기설정된 지연시간만큼 지연되는 지연단계; 가중치벡터부로 입력된, 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)에, 가중치가 부과되고 합산되는 가중치벡터 연산단계; 상기 지연단계의 출력과 상기 가중치벡터 연산단계의 출력이 합산되어 심방세동 신호로 출력되는 ESAF 합산단계; 상기 ESAF 합산단계의 출력을 수신하여, 갱신된 가중치벡터를 LMS(최소평균 자승) 알고리즘에 의해 구하는 적응 알고리즘 연산단계를 각각 포함하여 이루어진다.

[0035] 가중치벡터 연산단계는, 적응필터의 차수를 N이라 할때,

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

[0036]

[0037] (단, y(n)은 가중치벡터부의 출력신호 중 n번째 신호이며, c(n-i)는 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호 중 n-i번째 신호이며, ω는 가중치벡터로서 n번째 가중치벡터인 ω(n)=[ω<sub>1</sub>(n), ω<sub>2</sub>(n),, ω<sub>N</sub>(n)] 임)

[0038] 에 의해 연산된다.

[0039] 적응 알고리즘 연산단계는, 학습률을 μ라 할때,

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

[0040]

[0041] (단,  $w_i(n+1)$ 는 n+1번째 가중치벡터이며,  $w_i(n)$ 는 n번째 가중치벡터이며,  $\mu$ 는 학습률이며,  $R_m$ 은 R 피크의 위치이며,  $W$ 는 펄스의 너비임)

[0042] 에 의해 가중치벡터를 구한다.

[0043] 또한, 본 발명의 심방세동 신호를 추출하는 방법에 대한 컴퓨터 프로그램 소스를 저장한 기록매체를 특징으로 한다.

**발명의 효과**

[0044] 본 발명의 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계에 의하면, 단일 채널 심전도로부터 전문가의 개입없이 심방세동 신호를 추출할 수 있는 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 구비하여, 간편하며, 정확도가 높으며, 후처리과정이 필요없으며, 계산이 간단하다.

[0045] 또한 본 발명의 홀터 심전계는 확장 이벤트 동기 적응필터(ESAF) 알고리즘을 구비하여, 심실성 부정맥으로 인한 이형성 심실활동 신호에 대응 가능하다.

[0046] 또한 본 발명의 홀터 심전계는 심방세동 신호 추출 및 심방 세동율을 실시간으로 제공한다.

[0047] 또한 본 발명의 홀터 시스템은 발작성 심방세동 환자의 심방세동 특성 분석에 뿐만 아니라 수 분에서 수 시간에 걸쳐 일어나는 항부정맥 약물의 효과를 평가하는데도 활용 할 수 있다.

[0048] 또한 본 발명의 홀터 시스템에 심실활동(QRS 콤플렉스)을 검출하여 임펄스를 발생시키는 회로를 추가한다면 연산량을 더욱 줄일 수도 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0049] 도 1은 본 발명의 홀터 심전계의 구성을 개략적으로 설명하는 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 의한 심방세동 심전도 모델링과 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 설명하는 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 이벤트 동기 적응필터를 모의 정상동성리듬 심전도에 적용한 결과의 일예이다.
- 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 의한 이형성 심실활동을 대비한 ESAF를 설명하는 블록도이다.
- 도 5는 본 발명의 ESAF를 모의 심방세동 심전도에 적용한 결과의 일례이다.
- 도 6은 본 발명의 ESAF를 실제 심방세동 심전도에 적용한 결과 일례이다.
- 도 7은 본 발명의 확장 ESAF를 이용하여 이형성 심실활동으로부터 심방세동 신호 추출 결과의 일예이다.
- 도 8은 본 발명의 ESAF 방법을 홀터 심전계에 적용한 경우의 실시간 심방세동 신호 추출 및 심방 세동율 계산 결과의 일예이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0050] 이하, 본 발명에 의한 심방세동 신호 추출 및 분석 가능한 홀터 심전계의 구성 및 동작을 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0051] 본 발명에서 심방세동 심전도는 심방세동신호를 포함하는 심전도신호를 말한다.
- [0052] 도 1은 본 발명의 홀터 심전계의 구성을 개략적으로 설명하는 블록도로, 심전도 전극부(115), 전처리부(130), 연산처리부(150), 메모리부(170), 디스플레이부(190)를 포함하여 이루어진다.
- [0053] 심전도 전극부(115)는 단일 채널 또는 다수의 채널로 심방세동 심전도를 검출하도록 이루어진다. 즉, 단일 채널일 경우는 2개의 심전도 전극(1개 기준전극과 1개 신호전극)을 구비할 수 있으며, 다수 채널일 경우는 1개 기준

전극과 다수개 신호전극을 구비할 수 있다.

[0054] 전처리부(130)는 심전도 전극부(115)로부터 수신된 심방세동 심전도 신호를 증폭하고 잡음을 제거하며, 디지털 신호로 변환한다.

[0055] 연산처리부(150)는 후술되는 이벤트 동기 적응필터(event-synchronous adaptive filter)(이하, ESAF라 함)를 구비하며, 전처리부(130)로부터 출력된 심방세동 심전도 신호로부터 심실활동을 이벤트로서 검출한 뒤 이를 기준 입력으로 하는 이벤트 동기 적응필터(ESAF)로부터 심방세동 신호를 추출한다.

[0056] 메모리부(170)는 연산처리부(150)에서 출력된 결과를 저장한다.

[0057] 디스플레이부(190)는 연산처리부(150)에서 출력된 결과를 디스플레이한다.

[0058] 도 2는 본 발명의 일실시예에 의한 심방세동 심전도 모델링과 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 설명하는 블록도이다. 도 2의 (a)는 심방세동 심전도(AF ECG) 모델링을 설명하며, 도 2의 (b)는 이벤트 동기 적응필터(ESAF) 블록 선도이다.

[0059] 우선, 도 2의 (a)를 참조하여, 본 발명의 심방세동 심전도 모델링에 대해 설명한다.

[0060] 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(atrial contraction source(@SA node)), 방실결절에 도달한 이 임펄스는 0.12초 정도의 시간지연 후 심실을 수축하는 원천으로서 역할을 하게 된다(ventricular contraction source(@AV node)).

[0061] 정상동성리듬(NSR, normal sinus rhythm)인 경우에는 동방결절에서 발생한 임펄스와 심실로 전파되는 임펄스간의 비는 1:1이지만, 심방과 심실 간 차단이 생기면 2:1 이상이 되기도 한다. 심방세동의 경우에는 심방을 수축시키는 임펄스가 동방결절 및 주변의 비정상적인 위치에서 분당 300회 내지 600회 정도 발생하며 이 중 일부가 심실로 전파되어 심실 수축 임펄스가 분당 90 내지 140회 정도 발생하지만 이 두 임펄스 간의 연관성은 거의 관찰되지 않는다.

[0062] 한편, 심방수축 관련 임펄스가 심방 수축을 일으켜 전기 신호화되는 과정과 이 신호가 심장-흉부 간 매질을 통해 체표로 전달되는 과정을 전달함수(transfer function 1)로 가정한다면, 흉부에서 측정되는 심방활동(AA) 신호(AA(@chest))는 심방수축 임펄스 입력에 대한 이 전달함수의 출력으로 모델링할 수 있다.

[0063] 비슷한 개념으로 흉부에서 측정되는 심실활동(VA) 신호(VA(@chest))도 심실수축 임펄스 입력에 대한 또 다른 전달함수(transfer function 2)의 출력으로 모델링할 수 있다.

[0064] 또한 심방활동(AA) 신호와 심실활동(VA)가 서로 독립적이기 때문에 흉부에서 측정되는 심방세동 심전도는 두 신호의 단순 합으로 모델링할 수 있다(즉, AF ECG =  $\Sigma$ AA + VA). 이와 같은 심방세동 심전도의 모델링 개념을 도 2의 (a)에 도시되어 있다.

[0065] 다음은 도 2의 (b)를 참조하여, 본 발명의 ESAF 설계 및 적용에 대해 설명한다.

[0066] 심실수축 임펄스 또는 심실수축 소스(ventricular contraction source)를  $c(t)$ 라고 한다면, 흉부에서 측정되는 심실활동(VA) 신호  $v(t)$ 는 수학식1과 같이 표현할 수 있으며, 이때  $h(t)$ 는 전달함수(도 2의 transfer function 2)를 의미한다.

**수학식 1**

[0067] 
$$v(t) \cong c(t) \otimes h(t)$$

[0068] 그리고 체표면에서 측정된 이산화 심방세동 심전도  $x(n)$ 은 수학식2와 같이 심실활동 신호  $v(n)$ 과 심방활동 신호  $a(n)$ 의 합으로 표현할 수 있으며,  $v(n)$ 은  $v(t)$ 의 이산화 신호이다. 여기서  $n$ 은 양의 정수이다.

수학식 2

[0069]  $x(n) = u(n) + a(n)$

[0070] 만약 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT, event-synchronous impulse train)를 생성해낼 수 있다면 (event(VA) detection), 심방활동 신호를 추정하는 문제는, 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)를 기준신호(reference signal)로 하고(reference, ESIT), 심방세동 심전도를 주 입력(primary input)으로 하는, 도 2의 (b)와 같은, 적응필터(ESAF) 문제와 같아지게 될 것이다.

[0071] 이 적응필터(ESAF)의 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.

[0072] 한편, 심방세동 심전도에 있어서 심실활동 신호에 해당하는 QRS 콤플렉스는 심방활동 신호 즉, 심방세동 신호에 비해 훨씬 크며 이들을 검출하는 것은 비교적 용이하다. 본 발명에서는 일반적으로 널리 사용되는 Tomkins의 실시간 QRS 콤플렉스 검출 알고리즘을 통해 QRS를 검출한 뒤 R 피크 위치( $R_m$ )를 이용하여 수학식3과 같이 ESIT 신호  $c(n)$ 을 생성해 냈다.

수학식 3

[0073] 
$$c(n) = \begin{cases} 1, & R_m \leq n \leq R_m + W \\ 0, & otherwise \end{cases}$$

[0074] 여기서  $W$ 는 펄스의 너비를 의미하며, 본 발명에서는 연산의 효율성을 위해 1로 정하였다.  $W$ 는 ESIT 신호의 펄스 폭을 나타내며, 연산의 효율성을 위해 1로 정하여 알고리즘을 구현할 수 있다. 그 결과 좁은 펄스 폭( $W=1$ )로도 우수한 추출 성능을 보였으며, 때문에 굳이 1 이상의 펄스 폭을 사용할 필요는 없다.

[0075] 만약 적응필터의 차수를  $N$ 이라 한다면, 출력신호  $y(n)$ 은 수학식4와 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.

수학식 4

[0076] 
$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} w_i(n)c(n-i)$$

[0077] 여기서,  $\omega$ 는 가중치벡터로  $\omega(n)=[\omega_1(n), \omega_2(n), \dots, \omega_N(n)]$  이다. 여기서  $i$ 는 양의 정수이다.

[0078] 가중치벡터를 업데이트하는 방법으로는 LMS(Least Mean Square, 최소평균 자승) 알고리즘을 선택하였으며, 학습률을  $\mu$ 라 하면 수학식 5와 같이 구현할 수 있다.

수학식 5

[0079] 
$$w_i(n+1) = \begin{cases} w_i(n) + \mu e(n), & n - R_m - W \leq i \leq n - R_m \\ w_i(n), & otherwise \end{cases}$$

- [0080] 수학식5에서, 현재 입력신호(즉,  $i$ 번째 신호)가 전의 R 피크의 임펄스와 같은 위치(시간적 위치)에 있다면, 학습률  $u$ 에 에러출력  $e(n)$ 을 곱한 값을 가중치벡터에 더 더하여 새로운 가중치벡터로 한다. 여기서,  $e(n)$ 은 ESAF의 에러 출력을 의미하며  $e(n)=x(n)-y(n)$ 이다. 학습률(learning rate of step-size)은 에러를 참고하여 가중치를 얼마나 빨리 업데이트할지를 결정하는 지표이며, 적용분야 또는 상황에 따라 최적의 값이 상이하기 때문에 연구자가 경험적으로 결정한다. 본 발명에서 학습률은 0.2로 사용할 수 있다. 또한,  $i$ 는 가중치벡터의 요소를 지칭하는 파라미터이며,  $i=1, \dots, N$ 으로 가중치벡터의 차원은  $N$ 차이다. 수학식5는  $n=R_m$ 으로부터  $W$ 거리 이내에 있는 가중치벡터의  $i$ 번째 요소의 업데이트방법을 나타낸다.
- [0081] 본 발명에서 사용된 심방세동 심전도의 샘플링률은 1000Hz이고 정상 QRS 콤플렉스의 지속시간(duration)은 120msec이하이기 때문에 필터 차수를 120으로 설정하였다. 그러나 이는 설명의 편의상 설정된 것으로, 샘플링률, 필터 차수는 변경가능하며, 이로써 본 발명을 한정하기 위한 것이 아님을 밝혀둔다.
- [0082] 상술한 도 2의 (b)의 이벤트 동기 적응필터(ESAF)의 동작을 정리하면, 주신호 입력단(10)에 입력된 심방세동 심전도(AF ECG) 신호가 지연부(30)를 통과하게 된다. 여기서 지연부(30)는 지연시간이 120msec이하이며, 바람직하게는 50msec로 할 수 있다.
- [0083] 지연시간( $D$ )은 필터가 동작하는 시점을 결정하는데, R피크에서  $D$ 만큼의 앞쪽 ( $R_m-D$ )이 그 시점이 된다. QRS complex의 onset(or Q wave)부터 제거하기 위해 R피크 앞 50msec로 특정하였다. 일반적으로 R피크와 QRS complex의 onset 간 시간 차는 40msec-60msec 정도이다.
- [0084] 또한, 기준신호 입력단(20)으로 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)가 입력되어 가중치벡터부(40)를 통과하게 된다. 여기서 심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호(ESIT)는 Tomkins의 실시간 QRS 콤플렉스 검출 알고리즘을 통해 QRS를 검출한 뒤 R 피크 위치( $R_m$ )를 이용하여 수학식3과 같이 생성된 ESIT 신호이다.
- [0085] 또한, 적응필터의 차수를  $N$ 이라 한다면, 출력신호  $y(n)$ 은 수학식4와 같이 계산되며, 여기서 수학식 4의 가중치 벡터는 적응 알고리즘부(50)에서 생성된 것이다.
- [0086] ESAF 합산부(60)는 지연부(30)의 출력과 가중치벡터부(40)의 출력을 합산하여, 현재의 결과값으로 출력하며, 현재의 결과 값은 다음의 가중치벡터를 갱신하기위해 적응 알고리즘부(50)로 입력된다.
- [0087] 적응 알고리즘부(50)는 ESAF 합산부(60)의 출력과, 전의 가중치 벡터를 이용하여, LMS(Least Mean Square, 최소평균 자승) 알고리즘에 의해 가중치벡터를 갱신하는 것으로, 이는 수학식 5에 의해 구현될 수 있다.
- [0088] 도 3은 본 발명의 이벤트 동기 적응필터를 모의 정상동성리듬 심전도에 적용한 결과의 일예이다.
- [0089] 본 발명의 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 도 3에 나타내었다. 여기서 주 입력에 적용된 시간지연  $D$ 는 50msec였으며, 심방세동 심전도에서와 달리 T파가 명확하게 나타나기 때문에 이 또한 제거하기 위해 일시적으로 필터 차수를 360으로 변경시켰다.
- [0090] 도 3에서는, 본 발명의 ESAF가, 수 비트 기간 내에 가중치벡터가 효과적으로 학습 됨으로써 임펄스 입력에 대해 심실활동 신호를 출력할 수 있음을 알 수 있다. 그 결과 오차 단(error, estimated AA)을 통해서는 주 입력에서 심실활동 신호가 제거된 심방활동 신호가 얻어지게 된다.
- [0091] 발작성 심방세동 환자의 경우 대부분 심실활동 신호 모양이 동일한 단형성 특징을 가지나, 심실성 부정맥이 동반되는 경우 이형성 심실활동 신호를 보이기 때문에, 두 가지 경우에, 본 발명의 필터 심전도계에서의 심방세동 신호 추출 및 분석 방법이 적용될 수 있도록 이루어져 있다.
- [0092] 우선, 본 발명을 단형성 심실활동에 적용한 경우를 설명한다.
- [0093] 단형성 심실활동(도 2의 (a))에 적용한 경우에 있어서, 본 발명의 연산처리부(150)는, 도 2의 (b)와 같은, 이벤트 동기 적응필터(ESAF)를 이용한다.
- [0094] 단형성 심실활동에 적용한 본 발명의 이벤트 동기 적응필터(ESAF)의 유용성을 평가하기 위해 모의 심방세동 심전도와 실제 심방세동 심전도에 적용해 보았다. 이 경우, 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. 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, )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.

[0095] m번째 R피크( $R_m$ )에 대한 심실잔류는 수학적 식 6과 같이 계산할 수 있다. 더 나가 심방세동 주파수가 심방세동의 임상적 평가에 중요하기 때문에 추정된 심방활동 신호로부터 계산한 심방세동 주파수의 정확성을 확인하기 위해 심장 내 심방전도의 심방세동 주파수와 비교해 본 발명의 활용성을 보았다.

**수학적 식 6**

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

[0096]

[0097] 수학적 식 6은 R. Alcarza와 J. J. Rieta가 제안한 알고리즘 평가 방법에 관한 수식으로,  $2H+1$ 는 QRS complex 구간의 샘플 수,  $Q$ 는 추정 신호( $\hat{x}_{AA}$ )의 샘플 수( $=2H+1$ ),  $R_i$ 는 R피크 발생 시점을 의미한다.  $k$ 는 해당 구간 내 샘플의 sequence( $k=R_m-H, \dots, R_m+H$ )를 의미하며,  $\max$ 는 해당 구간의 최대값을 의미하는 함수이다. (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.)

[0098] 다음은, 이형성 심실활동에 본 발명을 적용한 경우를 설명한다.

[0099] 이형성 심실활동에 적용한 경우에 있어서, 본 발명의 연산처리부(150)는, 후술되는 도 4의 (b)와 같은, 확장 이벤트 동기 적응필터(확장 ESAF)를 이용한다.

[0100] 이형성 심실활동의 경우 주로 정상동성리듬이 발생하다가 조기심실수축(PVC, premature ventricular contraction) 등과 같은 심실성 부정맥이 일회적 또는 일시적으로 나타났다가 다시 정상동성리듬으로 복귀하는 양상을 보인다.

[0101] 도 2 및 도 3을 참조하면, 단형성 심실활동에 적용된 이벤트 동기 적응필터(ESAF)는 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 오차를 유발할 수 있다.

[0102] 따라서 본 발명에서는 이형성 심실활동이 있는 경우에는 ESAF를 도 4과 같이 확장하여 사용하는 것을 제안한다. 도 4의 (a)는 확장 ESAF의 입력단을 설명하며, 도 4의 (b)는 이형성 심실활동에 적용되는 확장 ESAF를 설명한다.

[0103] 도 4의 (a)에서 이형성 심실활동의 심방세동 심전도(AF ECG)는 정상동성리듬 또는 심실조기수축의 심방세동 심전도이다.

[0104] 도 4의 (b)는 도 2 (b)의 ESAF가 2개, 즉, 제1ESAF(100), 제2ESAF(200)를 구비하며, 최종단은 2개의 ESAF의 합을 출력하도록 이루어져 있으며, 제1ESAF(100)는 정상동성리듬의 심방세동 심전도를 추정하기 위한 것으로 이에 따른 주신호(AF ECG) 입력단(110)과 기준신호(심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호, ESIT) 입력단(120)에 각각 신호가 입력되며, 제2ESAF(200)는 심실조기수축의 심방세동 심전도를 추정하기 위한 것으로, 이에 따른 주신호(AF ECG) 입력단(210)과 기준신호(심실활동 신호에 동기화된 임펄스 신호, ESIT) 입력단(220)에 각각 신호가 입력된다.

[0105] 확장 ESAF 출력부(310)에서 제1ESAF(100)와 제2ESAF(200)의 출력을 합산하여 확장 ESAF의 출력으로 출력한다.

- [0106] 즉, 본 발명의 확장 ESAF는 두 개의 ESAF(100, 200)를 병렬로 배치하고 정상동성리듬 또는 심실조기수축인지 판단을 통해 주신호 입력단(110, 210)과 기준신호 입력단(120, 220)을 적절히 스위칭해 주는 것을 특징으로 한다. 그 결과 정상동성리듬의 심방활동신호는 제1ESAF(100)에서, 심실조기수축의 심방활동신호는 제2ESAF(200)에서 추정되며 이 두 심방활동 신호의 합이 최종 추정 심방활동신호로 확장 ESAF 출력부(310)에서 출력되게 된다.
- [0107] 본 발명의 확장 ESAF의 성능을 검사하기 위해, 상술한 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.
- [0108] 즉, 정상동성리듬의 심방세동 심전도를 추정하기 위한 ESAF와 심실조기수축의 심방세동 심전도를 추정하기 위한 ESAF는 모두 ESAF의 프레임(frame)은 같다. 다만 NSR 비트가 발생하면 상단의 ESAF(제1ESAF)로, PVC 비트가 발생하면 하단의 ESAF(제2ESAF)로 입력되며 두 경우 모두 R피크에 동기화된 펄스가 기준신호로 입력된다. 그 결과 NSR 비트 발생 시 제1ESAF의 error 출력에서 심방세동 추정신호가, PVC 비트 발생 시에는 제2ESAF의 error 출력에서 심방세동 추정신호가 출력이 되며, 결과적으로 이 두 가지를 더한 최종 출력에서는 발생 비트에 상관없이 심방세동 신호를 추정할 수 있다.
- [0109] 또한 주입력신호와 기준입력신호에 있어서, ESAF의 주입력신호로는 시간지연된 AF 신호가 사용되며, 기준입력으로는 수학적 3으로 대변되는 ESIT가 사용된다. 가중치 벡터는 초기상태에서 주입력과 기준입력에 따라 수학적5를 통해 지속적으로 학습 또는 업데이트되며, 일반적인 적응필터에서와 동일한 개념이다.
- [0110] 본 발명의 ESAF 기반의 심방세동 신호 추출 알고리즘의 성능을 시간 도메인 파라미터( $\rho$ , NMSE, S, VR)와 주파수 도메인 파라미터(AF frequency)를 통해 평가해 보았으며, 추가적으로 이형성 심실활동의 경우를 대비해 제안한 확장 ESAF 기반 심방세동 신호 추출 방법의 성능도 평가하였다.
- [0111] 이하, 본 발명의 ESAF 기반 알고리즘 성능 평가를 살펴본다.
- [0112] 도 5는 본 발명의 ESAF를 모의 심방세동 심전도에 적용한 결과의 일례이다.
- [0113] 도 5는 본 발명의 홀터 심전계에서의 심방세동 신호 추출 및 분석 방법 중 ESAF 기반 알고리즘 성능을 모의 심방세동 신호에 대해 평가한 결과의 일례로, 본 발명에서 제안된 알고리즘의 성능은 단일 채널 심전도에서 실시간 무감독으로 심방세동 신호를 추출할 수 있는 종래의 유일한 방법인 ABS 방법과 비교하였다.
- [0114] 도 5의 (a)는 환자시뮬레이터로부터 출력된 모의 심방세동 심전도(AF ECG) 신호이며, 도 5의 (b)는 환자시뮬레이터로부터 출력된 모의 세동 심방활동(fibrillatory AA) 신호로, 즉, 도 5의 (a)의 심방세동 심전도 중 세동 심방활동 신호만을 출력한 것이다. 도 5의 (c)는 종래의 방법인 ABS에 의해 검출된 결과이고, 도 5의 (d)는 본 발명에 의해 검출된 결과이다.
- [0115] 도 5의 (b), (c), (d)를 비교해 보면, (c)의 ABS에 의해 검출된 결과와, (d)의 본 발명에 의해 검출된 결과 모두에서, 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, 도 5에 점선으로 표시한 부분 등에서 본 발명의 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 때문으로 판단된다.
- [0116] 표 1은 종래의 ABS 방법과 본 발명의 ESAF 방법을, 5개 모의 심방세동 신호에서 심방활동 신호를 추정한 성능을 비교한 결과의 예이다. 원 세동 심방활동 신호와 추정된 신호 간의 상관계수 및 정규평균자승오차 모두 제안된 ESAF 방법이 우수하게 나타났으며, 이는 고도의 신호처리 기법을 적용한 선행연구들과 비교하였을 때도 대등한 수준의 결과이다.

표 1

	$\rho$		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)

[0117]

[0118] 도 6은 본 발명의 ESAF를 실제 심방세동 심전도에 적용한 결과 일례이다. 즉, 실제 심방세동 신호에 대해서도 종래의 ABS 방법과 본 발명의 ESAF 방법을 통해 심방활동 신호를 추정해 보았으며, 도 6에 그 한 예를 나타내었다.

[0119] 도 6의 (a)는 환자로부터 검출된 실제의 심방세동 심전도(AF ECG) 신호이며, 도 6의 (b)는 도 6의 (a)에서 심장 내에서 측정된 심방전도를 나타낸 것이며, 도 6의 (c)는 실제의 심방세동 심전도로부터 종래의 ABS에 의해 검출된 세동 심방활동(AA) 신호이며, 도 6의 (d)는 본 발명의 본 발명의 ESAF에 의해 검출된 세동 심방활동(AA) 신호이다.

[0120] 도 6으로부터 모의 심방세동 심전도에서와 마찬가지로 심방활동 신호가 우수하게 추정된 것을 확인할 수 있으며, 5개 실제 심방세동 심전도로부터 종래의 ABS 방법과 본 발명의 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호들의 비-QRS 콤플렉스 구간 상관계수(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 본 발명의 ESAF 방법의 잔류 오차가 종래의 ABS 방법의 것보다 더 적음을 알 수 있다.

표 2

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)

[0121]

[0122] 도 6(b)는 심장 내에서 측정된 심방전도를 나타낸 것으로, 이 신호의 피크와 체표에서 측정된 심방세동 심전도인 도 6(a)의 f파(fibrillatory wave)가 동기화되어 있는 것을 관찰할 수 있다. 종래의 ABS 방법으로 추정된 심방활동 신호인 도 6(c)와 본발명의 ESAF 방법으로 추정된 심방활동 신호인 도 6(d)도, 심장 내에서 측정된 심방전도인 도 6의 (b)와 동기화되어 있는 것이 확인된다. 따라서 체표면에서 측정된 심방세동 심전도로부터 추정된 심방활동 신호로도 심방 세동율을 비교적 정확하게 계산할 수 있음을 알 수 있다. 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. 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 확인하였다.

- [0123] 이하, 본 발명의 확장 ESAF 기반 알고리즘 성능 평가를 살펴본다.
- [0124] 도 7은 본 발명의 확장 ESAF를 이용하여 이형성 심실활동으로부터 심방세동 신호 추출 결과의 일예이다. 도 7의 (a)는 환자로부터 검출된 실제의 심방세동 심전도(AF ECG) 신호이며, 도 7의 (b)는 실제의 심방세동 심전도로부터 종래의 ABS에 의해 검출된 세동 심방활동(AA) 신호이며, 도 7의 (c)는 본 발명의 본 발명의 ESAF에 의해 검출된 세동 심방활동(AA) 신호이며, 도 7의 (d)는 본 발명의 본 발명의 확장 ESAF에 의해 검출된 세동 심방활동(AA) 신호이다.
- [0125] 이형성 심실활동이 존재하는 경우, 도 7과 같이 종래의 ABS 방법인 도 7의 (b)와 본발명의 ESAF 방법인 도 7의 (c) 모두는 심방활동의 모양이 크게 바뀌면 QRS 콤플렉스 구간에 큰 잔류 오차를 남기는 한계가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 발명에서는 확장 ESAF 기반 알고리즘(도 4)을 적용하면 도 7(d)와 같이 QRS 콤플렉스 구간의 잔류 오차를 줄일 수 있음을 알 수 있으며, 잔류 오차의 감소효과를 정량적으로 관찰할 수 있도록 각 이형성 비트에 대한 ABS 방법, ESAF 방법, 확장 ESAF 방법의 심실잔류(VR) 값을 도 7에 표시하였다. 도 7에 포함된 정상동성리듬의 심실잔류는 ABS 방법, ESAF 방법, 확장 ESAF 방법 순으로 각각  $2.398 \pm 6.231$ ,  $1.754 \pm 3.415$ ,  $1.149 \pm 0.963$ 이었다.
- [0126] 도 7에서 종래의 ABS 방법과 본 발명의 ESAF 방법 모두에서 정상동성리듬 비트 및 이형성 비트 간 심실잔류의 차이가 큰 것을 확인할 수 있다. 이형성 비트에서 본발명의 ESAF 방법의 심실잔류가 종래의 ABS 방법 보다 적은 것은 불완전하나마 오차를 최소화하는 방향으로 가중치 벡터를 1회 학습했기 때문으로 판단된다. 한편 본 발명의 확장 ESAF를 적용한 결과는 상대적으로 매우 적은 심실잔류를 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0127] 본 발명의 확장 ESAF에 의한 성능 향상 정도를 확인하기 위하여 MIT-BIH Atrial Fibrillation database와 Ann Arbor Electrogram Libraries Database에서 이형성 심실활동을 갖는 레코드를 5개 선택하였고, 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 때문에 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. 표 3은 이형성 심실활동 심전도에 대한 심실잔류 특성 비교한 일례이다.

표 3

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)

- [0128]
- [0129] 도 8은 본 발명의 ESAF 방법을 홀터 심전계에 적용한 경우의 실시간 심방세동 신호 추출 및 심방 세동을 계산 결과 일예이다.
- [0130] 본 발명은 발작성 심방세동 환자의 심방세동 특성 분석에 뿐만 아니라 수 분에서 수 시간에 걸쳐 일어나는 항부정맥 약물의 효과를 평가하는데 활용 할 수 있다. 또한, 심실활동(QRS 콤플렉스)을 검출하여 임펄스를 발생시키는 회로를 더 구비할 수 있으며, 이와 같이 할 경우, 연산량을 더욱 줄일 수도 있다.
- [0131] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및

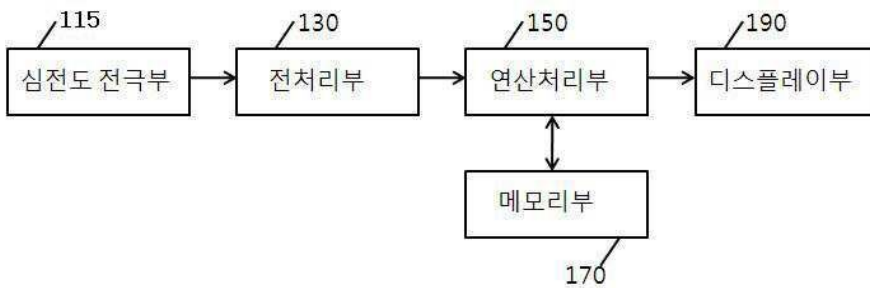
변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

**부호의 설명**

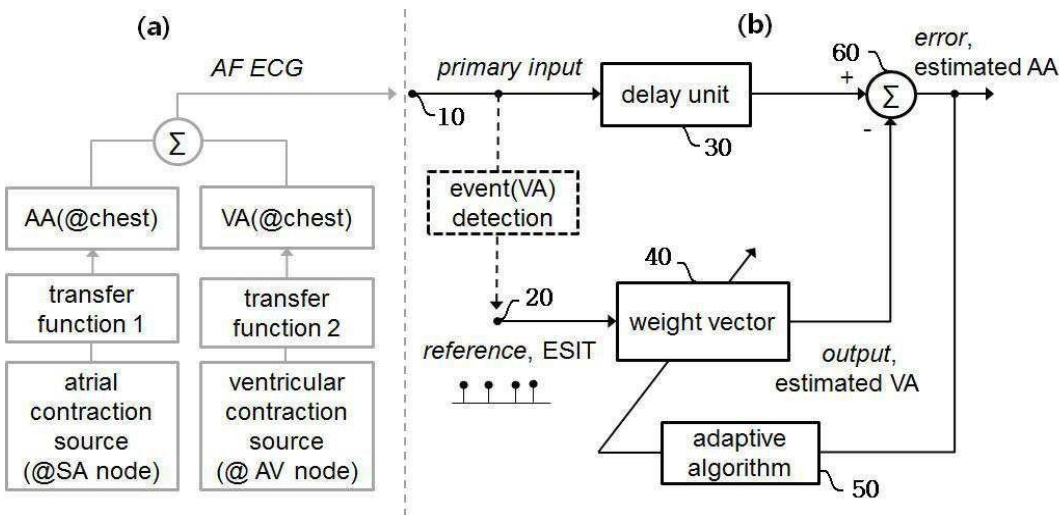
- |        |                       |                        |
|--------|-----------------------|------------------------|
| [0132] | 10, 110, 210: 주신호 입력단 | 20, 120, 220: 기준신호 입력단 |
|        | 30: 지연부               | 40: 가중치벡터부             |
|        | 50: 적응 알고리즘부          | 60: ESAF 합산부           |
|        | 100: 제1ESAF           | 115: 심전도 전극부           |
|        | 130: 전처리부             | 150: 연산처리부             |
|        | 170: 메모리부             | 190: 디스플레이부(190)       |
|        | 200: 제2ESAF           | 310: 확장된 ESAF 출력부      |

**도면**

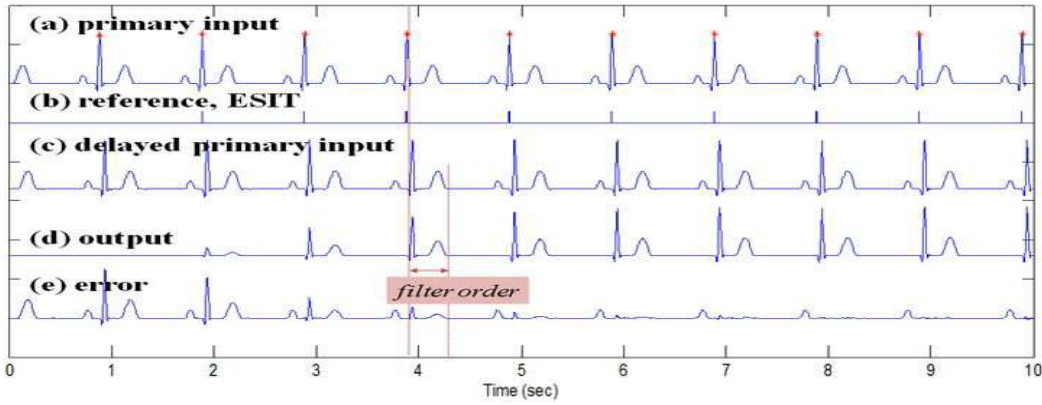
**도면1**



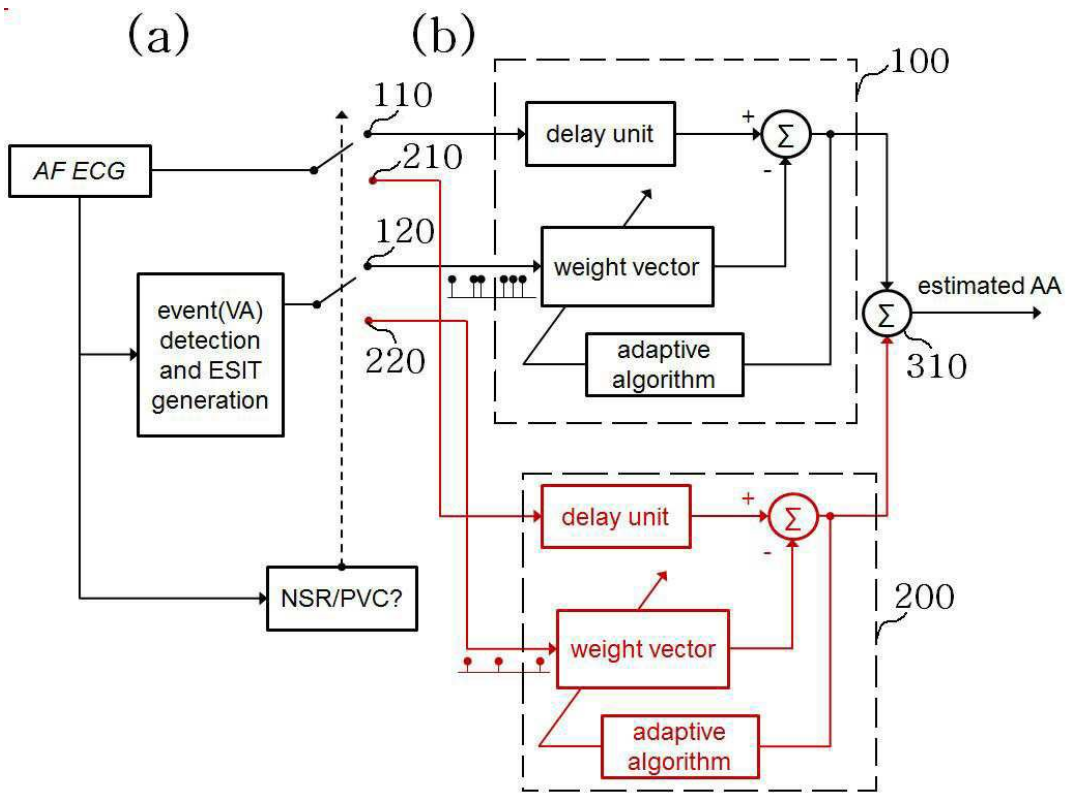
**도면2**



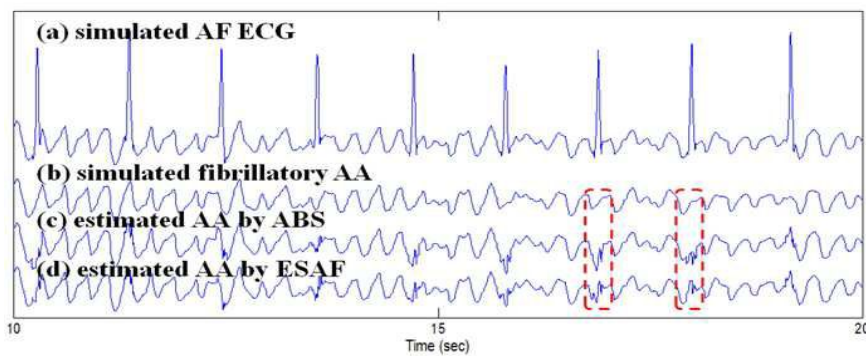
도면3



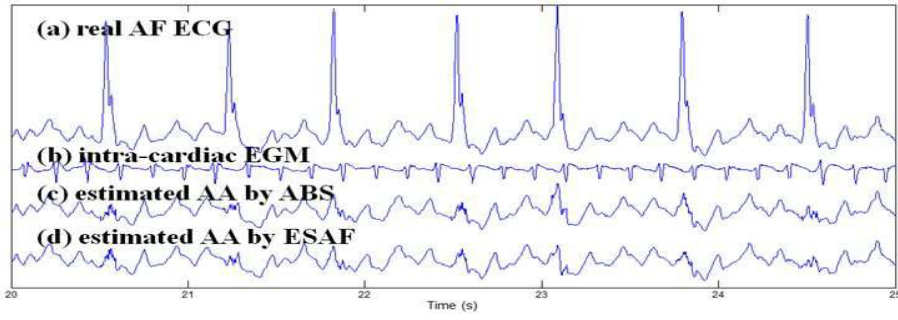
도면4



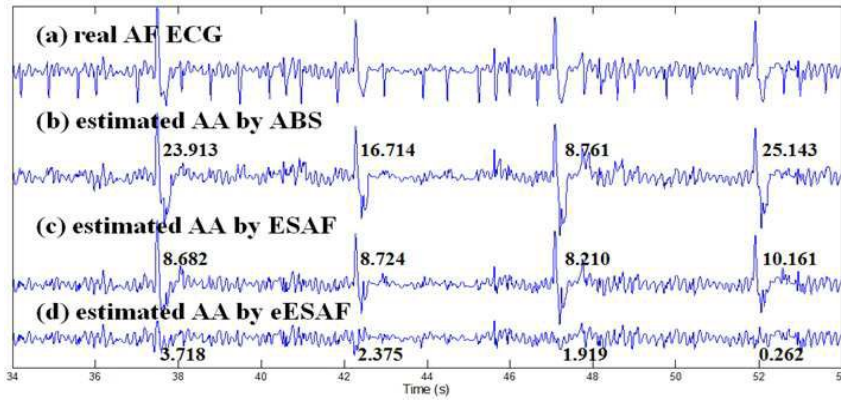
도면5



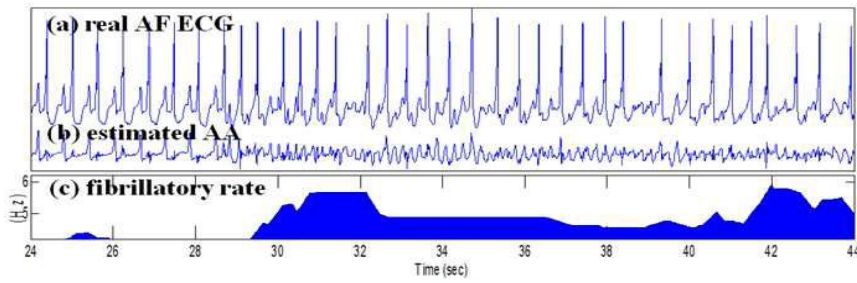
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	Holter心电图仪和提取和分析心房颤动信号的方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101321290B1</a>	公开(公告)日	2013-10-28
申请号	KR1020120054178	申请日	2012-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学原州产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学原州		
当前申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学原州		
[标]发明人	LEE KYOUNG JOUNG 이경중 LEE JEON 이전 SONG MI HYE 송미혜		
发明人	이경중 이전 송미혜		
IPC分类号	G06F19/00 A61B5/0402 A61B G06F A61B5/046 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/725 A61B5/0456 A61B5/04014		
代理人(译)	Minhyejeong		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

目的：提供一种用于提取和分析心房颤动信号的Holter心电图及其方法，通过包括可以从单通道心电图提取心房颤动信号的事件同步自适应滤波器来提高准确度。组成：主信号输入终端（10）接收心房颤动心电图信号。参考信号输入端子（20）接收与心室动作信号同步的脉冲信号。延迟单元（30）将输入心电图信号延迟与预设延迟时间一样多。ESAF组合器（60）组合来自延迟单元的输出和来自权重向量单元的输出，以将结果输出为心房颤动信号。自适应算法单元（50）接收来自ESAF组合器的输出，并使用最小均方算法更新权重向量。

