



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년07월15일
(11) 등록번호 10-1048763
(24) 등록일자 2011년07월06일

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0011797

(22) 출원일자 2010년02월09일

심사청구일자 2010년02월09일

(56) 선행기술조사문헌

KR100610813 B1

JP19950067843 A

KR1020030069586 A

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울 성북구 안암동5가 1

(72) 발명자

심병효

서울특별시 용산구 도원동 삼성래미안아파트 113
동 1201호

하미리

서울특별시 송파구 오금동 현대아파트 36동 1203
호

(74) 대리인

이건주, 김정훈

전체 청구항 수 : 총 12 항

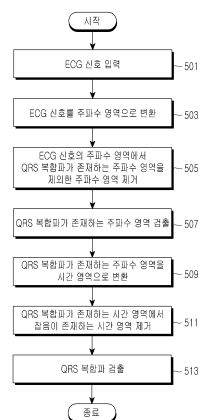
심사관 : 오재윤

(54) 신호 검출 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 생체 신호를 처리하는 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 장치 및 방법에 관한 것이다. 본 발명에 따른 입력된 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 방법은, 상기 입력된 생체 신호를 주파수 영역으로 변환하여, 상기 변환된 주파수 영역에서 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출하는 과정과, 상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하여, 상기 변환된 시간 영역에서 잡음의 빈도수 특성에 따른 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 과정을 포함한다.

대표도 - 도5



특허청구의 범위

청구항 1

입력된 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 장치에 있어서,

상기 입력된 생체신호를 주파수 영역으로 변환하여, 상기 변환된 주파수 영역에서 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출하는 주파수 영역 처리기와,

상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하고, 상기 변환된 시간 영역에서 잡음의 빈도수 특성에 따른 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 시간 영역 처리기를 포함하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 주파수 영역 처리기는,

FFT(Fast Fourier Transform) 및 BSWT(Biorthogonal Spline Wavelet Transform) 중 하나를 이용함을 특징으로 하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 주파수 영역 처리기는,

상기 변환된 주파수 영역에서 상기 BSWT를 이용하여 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 제외한 나머지 주파수 영역을 필터링하여 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출함을 특징으로 하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 시간 영역 처리기는,

미리 정해진 시간 간격을 갖는 증가 함수를 이용하여 상기 변환된 시간 영역에서의 시간의 흐름에 따른 신호 진폭 크기의 빈도수 변화를 나타내는 히스토그램을 생성하고, 상기 생성된 히스토그램에서 가장 낮은 빈도수에 해당하는 시간을 임계값으로 설정한 후, 상기 설정된 임계값 이후의 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출함을 특징으로 하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 생체 신호에서의 피크간의 간격 및 피크의 진폭 임계값을 근거로, 상기 검출된 특정 신호에서 피크를 검출하는 피크 검출기를 더 포함하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서, 상기 피크간의 간격 및 상기 피크의 진폭 임계값 각각은 이전 피크간의 간격 및 이전 피크의 진폭 임계값에 따라 적응적으로 변경됨을 특징으로 하는 특정 신호 검출 장치.

청구항 7

입력된 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 방법에 있어서,

상기 입력된 생체신호를 주파수 영역으로 변환하여, 상기 변환된 주파수 영역에서 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출하는 과정과,

상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하고, 상기 변환된 시간 영역에서 잡음의 빈도수 특성에 따른 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 과정을 포함하는 특정 신호 검출 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서, 상기 주파수 영역을 검출하는 과정은,

FFT(Fast Fourier Transform) 및 BSWT(Biorthogonal Spline Wavelet Transform) 중 하나를 이용함을 특징으로 하는 특정 신호 검출 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 주파수 영역을 검출하는 과정은,

상기 변환된 주파수 영역에서 상기 BSWT를 이용하여 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 제외한 나머지 주파수 영역을 필터링하여 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출함을 특징으로 하는 특정 신호 검출 방법.

청구항 10

제 7 항에 있어서, 상기 특정 신호를 검출하는 과정은,

상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하는 단계와,

미리 정해진 시간 간격을 갖는 증가 함수를 이용하여 상기 변환된 시간 영역에서의 시간의 흐름에 따른 신호 진폭 크기의 빈도수 변화를 나타내는 히스토그램을 생성하는 단계와,

상기 생성된 히스토그램에서 가장 낮은 빈도수에 해당하는 시간을 임계값으로 설정하는 단계와,

상기 설정된 임계값 이후의 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 단계를 포함하는 특정 신호 검출 방법.

청구항 11

제 7 항에 있어서,

상기 생체 신호에서의 피크간의 간격 및 피크의 진폭 임계값을 근거로, 상기 검출된 특정 신호에서 피크를 검출하는 과정을 더 포함하는 특정 신호 검출 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 피크간의 간격 및 상기 피크의 진폭 임계값 각각은 이전 피크간의 간격 및 이전 피크의 진폭 임계값에 따라 적응적으로 변경됨을 특징으로 하는 특정 신호 검출 방법.

명세서

기술분야

본 발명은 생체 신호를 처리하는 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 장치

[0001]

및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 생체 신호 중 심전도(Electrocardiogram : ECG) 신호는 환자의 신체에 위치한 전극에 의한 심장 근육의 운동을 나타내는 진단용 신호로, 도 1과 같이 나타낼 수 있다. 도 1에서 한 주기의 ECG는 비교적 낮은 주파수 성분을 포함하는 P 파형 및 T 파형과 고주파 성분을 포함하는 QRS 복합파로서 불리는 Q 파형, R 파형 및 S 파형으로 구성된다. 상기 QRS 복합파는 심장 심실이 탈분극되는 때에 발생하며, P 파와 T 파는 탈분극이 심방 전체에서 확산되고 심실 재분극이 발생하는 각각의 경우에서 나타난다.
- [0003] 여기서 상기 ECG 신호 분석시, ST 세그먼트, PR 세그먼트 및 RR(R 파형에서 R 파형까지) 간격 등의 추가적인 세부 조사가 QRS 복합파의 검출 결과에 기초하므로, 상기 ECG 신호에서 정확한 QRS 복합파의 검출은 필수적인 단계이다. 그러나, ECG 신호는 물리적 운동, 전극 접촉 위치의 변화, 호흡, 전력선 간섭, 근육 수축을 포함하는 다양한 잡음을 포함한다. 더욱이 상기 잡음의 스펙트럼은 넓은 주파수 영역(0~10kHz)에 존재한다. 일 예로 호흡으로 인한 기준선 불안정은 저주파 영역(0~2Hz)을 포함하지만, 전력선 간섭과 근육 수축은 고주파 영역(45~180Hz)을 포함한다. 이에 따라, 상기 ECG 신호에서 효율적으로 잡음이 제거된 QRS 복합파가 검출되어야 한다. 따라서, 생체 신호에서 특정 신호를 효율적으로 검출하는 방안이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0004] 본 발명은 생체 신호에서 효율적으로 잡음이 제거된 특정 신호를 검출하는 장치 및 방법을 제공한다.
- [0005] 또한 본 발명은 생체 신호에서 주파수 영역 및 시간 영역을 이용하여 잡음이 제거된 특정 신호를 검출하는 장치 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0006] 본 발명에 따른 입력된 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 장치는, 상기 입력된 생체신호를 주파수 영역으로 변환하여, 상기 변환된 주파수 영역에서 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출하는 주파수 영역 처리기와, 상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하여, 상기 변환된 시간 영역에서 잡음의 빈도수 특성에 따른 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 시간 영역 처리기를 포함한다.
- [0007] 또한 본 발명에 따른 입력된 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 방법은, 상기 입력된 생체신호를 주파수 영역으로 변환하여, 상기 변환된 주파수 영역에서 상기 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 검출하는 과정과, 상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하여, 상기 변환된 시간 영역에서 잡음의 빈도수 특성에 따른 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호를 검출하는 과정을 포함한다.

발명의 효과

- [0008] 본 발명은 입력된 신체신호의 주파수 영역에서 특정 신호가 존재하는 주파수 영역을 제외한 주파수 영역을 제거한 후, 시간 영역에서 낮은 값들을 가지는 잡음을 빈도수의 특성을 고려하여 제거함으로써, 검출된 특정 신호의 민감도와 예보성을 크게 개선시킬 수 있다.
- [0009] 한편 그 외의 다양한 효과는 후술될 본 발명의 실시 예에 따른 상세한 설명에서 직접적 또는 암시적으로 개시될 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0010] 도 1은 일반적인 ECG 신호를 나타낸 도면,
 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파를 검출하기 위한 장치를 나타낸 도면,
 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 주파수 영역 처리 과정을 나타낸 도면,
 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 시각 영역 처리 과정을 나타낸 도면,
 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파를 검출하기 위한 방법을 나타낸 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시 예를 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다. 하기의 설명에서는 본 발명에 따른 동작을 이해하는데 필요한 부분만이 설명되며 그 이외 부분의 설명은 본 발명의 요지를 흐트리지 않도록 생략될 것이라는 것을 유의하여야 한다.
- [0012] 본 발명의 주요한 요지는 생체 신호를 주파수 영역으로 변환하고 상기 변환된 주파수 영역에서 검출하기를 원하는 특정 신호가 존재하는 주파수 영역만을 검출한 후, 상기 검출된 주파수 영역을 시간 영역으로 변환하고 상기 변환된 시간 영역에서 잡음이 존재하는 시간 영역을 필터링하여 상기 특정 신호만을 검출하는 것이다.
- [0013] 이를 위해 본 발명의 실시 예에 따른 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 장치 및 방법에 대하여 상세히 설명하기로 한다.
- [0014] 이하 본 명세서에서는 ECG 신호에서 QRS 복합파를 검출하는 방법을 일 예로 설명할 것이나, 본 발명은 ECG 신호 이외의 다른 생체 신호에서 특정 신호를 검출하는 방법에도 적용가능하다.
- [0015] 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파를 검출하기 위한 장치를 보이고 있다.
- [0016] 도 2를 참조하면, QRS 복합파 검출 장치는 주파수 영역 처리기(201), 시간 영역 처리기(203)를 포함한다.
- [0017] 상기 주파수 영역 처리기(201)는 사용자로부터 ECG 신호를 입력받은 후, FFT(Fast Fourier Transform) 또는 BSWT(Biorthogonal Spline Wavelet Transform)를 이용하여 상기 입력된 ECG 신호의 주파수 영역에서 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역만을 검출한다.
- [0018] 여기서, 상기 BSWT는 ECG 신호의 주파수 영역에서 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 제외한 나머지 주파수 영역을 필터링하는데 효율적이다. 이에 일 실시 예로 상기 주파수 영역 처리기(201)에서 BSWT를 이용하여 입력된 ECG신호에서 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 보존하고 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 제외한 나머지 주파수 영역을 필터링하는 방법에 대하여 설명하기로 한다.
- [0019] 상기 주파수 영역 처리기(201)는 BSWT를 이용하여 입력된 ECG 신호를 주파수 영역으로 변환한다. 상기 변환된 ECG 신호의 주파수 영역에는 도1 예와 같이 P 파, T 파 및 QRS 복합파가 존재한다. 여기서, 상기 P파, T파 및 QRS 복합파는 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역에 존재하며, ECG 신호에서 호흡으로 인한 잡음은 0Hz 내지 2Hz의 주파수 영역에 존재하고, 전력 간섭과 근육 수축으로 인한 잡음은 45Hz 내지 180Hz의 주파수 영역에 존재한다. 이에 따라, 상기 주파수 영역 처리기(201)는 아래 <수학식 1>과 같이 BSWT를 이용하여 상기 QRS 복합파가 존재하는 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역을 제외한 주파수 영역을 필터링한다.
- [0020] 상기 주파수 영역 처리기(201)에서 BSWT를 이용하는 경우 ECG 신호($x[n]$)는 아래 <수학식 1>를 이용하여 특정 레벨에서의 근사화 계수 및 특정 레벨 (J)까지의 세부 계수들(QRS 복합파의 경우 $J=6$)의 합산으로서 분해된다.

수학식 1

$$x[n] = x_6[n] + \sum_{j=1}^6 r_j[n]$$

[0021]

- [0022] 여기서, $x_6[n]$ 는 레벨 6에서의 신호 근사화이며, $r_j[n]$ 는 도 3에서와 같이 스케일링 함수와 웨이블릿(Wavelet)

함수 각각으로부터 획득된 신호이다.

[0023] 이에 상기 주파수 영역 처리기(201)는 상기 <수학식 1> 및 도 3을 이용하여 ECG 신호($x[n]$)에서 0~2 Hz에서의 저주파 성분인 $x_6[n]$, 45~180 Hz에서의 고주파 성분인 $r_1[n]$ 의 합(즉, $x_6[n] + r_1[n]$)을 감산하여, ECG 신호의 주파수 영역 신호에서 QRS 복합파가 존재하는 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역만을 검출한다. 여기서 상기 검출된 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역은 QRS 복합파, P파, T파 및 움직임 인공 잡음을 모두 포함한다. 이에 주파수 영역 처리기(201)는 상기 검출된 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역에서 P파, T파 및 움직임 인공 잡음의 필터링을 위해, 상기 검출된 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역을 시간 영역 처리기(203)로 전달한다.

[0024] 그러면, 상기 시간 영역 처리기(203)는 상기 주파수 영역 처리기(201)로부터 전달받은 상기 QRS 복합파가 존재하는 2Hz 내지 45Hz의 주파수 영역을 시간 영역으로 변환한 후, 아래 설명하는 바와 같이 변환된 시간 영역에서 잡음을 필터링하여 QRS 복합파만을 검출한다. 여기서 상기 변환된 시간 영역에서 잡음은 P파, T파 및 움직임 인공 잡음이다.

[0025] 상기 변환된 시간 영역에서의 신호를 도 4(a)에 도시하였다. 도 4(a)에서와 같이 상기 변환된 시간 영역에서의 히스토그램에서 잡음이 일반적으로 QRS 복합파의 진폭보다 낮기 때문에, 시간 영역 처리기 (203)에서 QRS 복합파만을 검출하기 위해 낮은 진폭을 가진 잡음들을 빈도수특성에 따라 임계값을 설정하여 임계값 이후의 시간 영역에 존재하는 신호들을 필터링한다. 이 때, 도4(a)에 도시한 바와 같이 QRS 복합파와 잡음의 경계가 모호하고 잡음에 비해 QRS 복합파의 빈도수가 매우 낮기 때문에, 히스토그램에서 진폭의 크기에 따라서 구간 간격을 조절한다면, 도 4(c)와 같이 변형된 히스토그램을 얻을 수 있다. 여기서, 도 4(b)의 증가함수에서 시간 간격은 아래 <수학식 2>와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 2

$$\Delta_i = f(x_i) - f(x_{i-1})$$

[0026]

[0027] 즉, <수학식 2>를 통해 시간 간격은 i의 증가함수로 설정된다.

[0028] 이와 같이 시간 영역 처리기(203)는 도 4(a)의 QRS 복합파가 존재하는 시간 영역의 신호를 도 4(b)의 신호 크기에 비례하는 간격으로 할당함으로써 높은 주파수 영역에서 히스토그램을 상승시킬 수 있다. 이때, 상기 히스토그램은 아래 <수학식 3>을 만족한다.

수학식 3

$$f(x_i) + (x_i - x_{i-1}) \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})} < f(x_{i+1})$$

[0029]

[0030] 그리고 시간 영역 처리기(203)는 히스토그램을 저역통과 필터를 적용하여 도 4(d)와 같이 완만한 곡선으로 변형시킨 후, 상기 변형된 곡선에서 가장 낮은 빈도수에 해당하는 시간을 임계값으로 설정하여, 상기 설정된 임계값 이상의 시간 영역에 위치한 잡음이 존재하는 시간 영역을 필터링하여 QRS 복합파만을 검출한다.

[0031] 추가적으로, 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파 검출 장치 이후단에 R파의 피크를 검출하는 피크 검출기(도시되지 않음)가 구성될 수 있다. 상기 본 발명의 실시 예에 따라 검출된 QRS 복합파는 이후 R파의 피크를 검출하는데 이용된다. 그러나 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파 검출 장치에서 정상적인 QRS 복합파 이외에 정상적인 QRS 복합파 발생 직후의 기간 동안에 심장 조직은 어떠한 흥분에도 반응하지 않아 발생하는 유사 QRS 복합파를 검출한 경우 피크 검출기에서 오류 피크를 정상 피크로 검출할 수 있다.

[0032] 이에 상기 유사 QRS 복합파에서 피크가 검출되는 것을 방지하기 위하여, 본 발명에 따른 QRS 복합파 검출 장치를 이용하는 시스템에서의 피크 검출기는 사용자의 심박수에서 이전 RR 간격의 변화를 고려하여 적응성 RR 간격(A_{RR})을 설정한 후, 상기 검출된 QRS 복합파에서 R파의 피크가 상기 설정된 A_{RR} 을 만족하면 정상 피크로 분류

한다. 반면, 상기 피크 검출기는 설정된 A_{RR} 의 반 구간 내에서 새로운 피크가 검출되면 이를 오류 피크로 분류하여 부정확한 피크 선택을 방지한다. 여기서, 상기 A_{RR} 는 정상 피크가 발생될 때마다 갱신된다.

[0033] 또한 피크 검출기는 심장 부정맥으로 인해 R 파의 진폭이 계속적으로 변동하여 잔여 고진폭 잡음 피크가 검출된 QRS 복합파의 피크와 혼동될 경우를 해결하기 위하여, 적응형 임계값을 아래 <수학식 4>와 같이 설정하여 설정된 적응형 임계값 이상에서 피크를 검출한다.

수학식 4

$$T_h = (1 - \lambda)P_N + \lambda P_R$$

[0034]

[0035] 상기 <수학식 4>에서 $P_R > T_h > P_N$ 를 가정하면, T_h 는 적응형 임계값이고, QRS 복합파의 피크의 IIR(Infinite Impulse Response) 필터링된 크기이며 P_N 은 잡음 피크 후보물(candidates)이다. 그리고 상기 T_h 는 새로운 피크가 발생될 때마다 갱신된다. 상기 T_h 는 ECG 신호의 변동성을 추적하며 고-진폭 잡음 피크와 오류 R 피크를 제거한다.

[0036] 따라서, 피크 검출기는 검출된 QRS 복합파에서 A_{RR} 와 T_h 를 이용하여 정상 피크를 검출함으로써, R파의 피크 검출에서 발생되는 오류 확률을 감소시킨다.

[0037] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 QRS 복합파를 검출하기 위한 방법을 보이고 있다.

[0038] 도 5를 참조하면, 501 단계에서 주파수 영역 처리기(201)는 사용자로부터 ECG 신호를 입력받은 후, 503 단계에서 상기 입력된 ECG 신호를 주파수 영역으로 변환한다. 그리고 505 단계에서 주파수 영역 처리기(201)는 상기 변환된 ECG 신호의 주파수 영역에서 BSWT를 이용하여 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 제외한 나머지 주파수 영역을 필터링하여 507 단계에서 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 검출한다.

[0039] 그리고, 상기 507 단계에서 검출된 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역에는 QRS 복합파 이외의 P파, T파 및 움직임 인공 잡음이 포함되어 있으므로, QRS 복합파만을 검출하기 위해 509 단계 및 511 단계로 진행한다.

[0040] 상기 509 단계에서 시간 영역 처리기(203)는 상기 검출된 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역에서의 잡음을 필터링하기 위해, 상기 검출된 QRS 복합파가 존재하는 주파수 영역을 시간 영역으로 변환한다. 상기 511 단계에서 시간 영역 처리기(203)는 상기 <수학식 2>와 같은 시간 간격을 갖는 증가함수를 이용하여 상기 변환된 시간 영역을 히스토그램으로 변경하고 상기 변경된 히스토그램을 이용하여 잡음 분포산과 QRS복합파 분포산 사이에서 가장 낮은 빈도수에 해당하는 시간을 임계값으로 설정한다. 그리고 시간 영역 처리기(203)는 상기 설정된 임계값 이상의 시간 영역에 위치된 잡음이 존재하는 시간 영역을 필터링한다. 이에 513 단계에서 시간 영역 처리기(203)는 상기 변환된 시간 영역에서 QRS 복합파만을 검출한다.

[0041] 추가적으로 도 5에 도시하지 않았으나, 상기 513 단계 이후에 피크 검출기에서 상기 검출된 QRS 복합파가 미리 설정된 A_{RR} 와 T_h 를 만족하는 경우 R파의 피크를 검출하고, 만족하지 않는 경우 피크를 오류 피크로 분류하여, R파의 피크 검출에서 발생되는 오류 확률을 감소시킨다.

[0042] 본 발명의 실시 예를 실제 ECG 신호에 적용하면 아래와 같은 결과를 획득할 수 있다. 상기 실제 ECG 신호로 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에서 2채널 통원용 ECG 기록들("MLII" 및 "V5")의 48반-시간(half-hour) 플래그먼트(fragment)를 이용한다. 그리고 아래 <표 1>에서와 같이 본 발명과 종래기술들을 비교하기 위하여, 종래기술의 일 예로, 이분 웨이블릿(dyadic wavelet)을 이용한 방법, k-번째 가장근접한 이웃 규칙에 의한 분류기술(Classification by K-th nearest neighbors rule)을 이용하기로 한다.

[0043] 아래 <표 1>에서 본 발명과 종래기술들을 비교하는 성능 측정 값은 아래 <수학식 5> 및 <수학식 6>에 의해 계산된다.

수학식 5

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN}$$

[0044]

수학식 6

$$+p = \frac{TP}{TP + FP}$$

[0045]

[0046] 상기 <수학식 5> 및 <수학식 6>에서 S_e 는 민감도(sensitivity)이고, $+p$ 는 예보성(positive predictivity)이다. 그리고 TP 는 포지티브(positive)로 검출된 위치의 개수이고, FP 와 FN 는 각각 오류 포지티브(false positive) 및 오류 네거티브(false negative) 검출된 위치들을 나타낸다.

[0047] 아래 <표 1>에 나타난 바와 같이, 본 발명은 이전의 접근보다 초과수행하며 우수한 오류 검출 성능을 나타낸다 ($S_e, +p < 0.5\%$).

표 1

[0048]

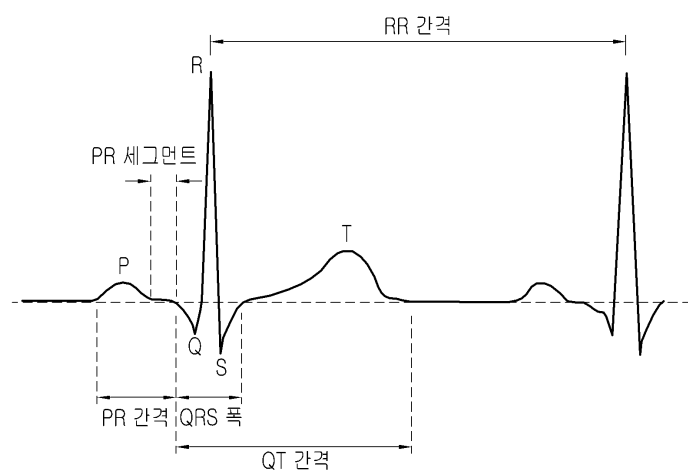
Tested algorithm	S_e	$+p$
Proposed method	0.9937	0.9947
Dyadic wavelet	0.8417	0.9309
Classification by K-th nearest neighbors rule	0.9670	0.9609

[0049] 따라서 본 발명은 주파수 영역에서 아웃오브밴드를 제거하고, 시간 영역에서 낮은 크기의 잡음들을 제거함으로써, 민감도와 예보성을 크게 개선시킬 수 있다.

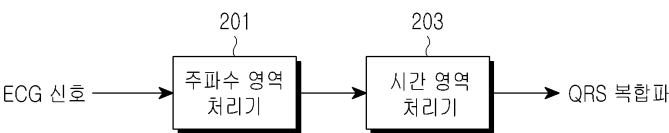
[0050] 한편 본 발명의 상세한 설명에서는 구체적인 실시 예에 관해 설명하였으나, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다. 그러므로 본 발명의 범위는 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 안되며 후술하는 특허 청구의 범위뿐만 아니라 이 특허 청구의 범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

도면

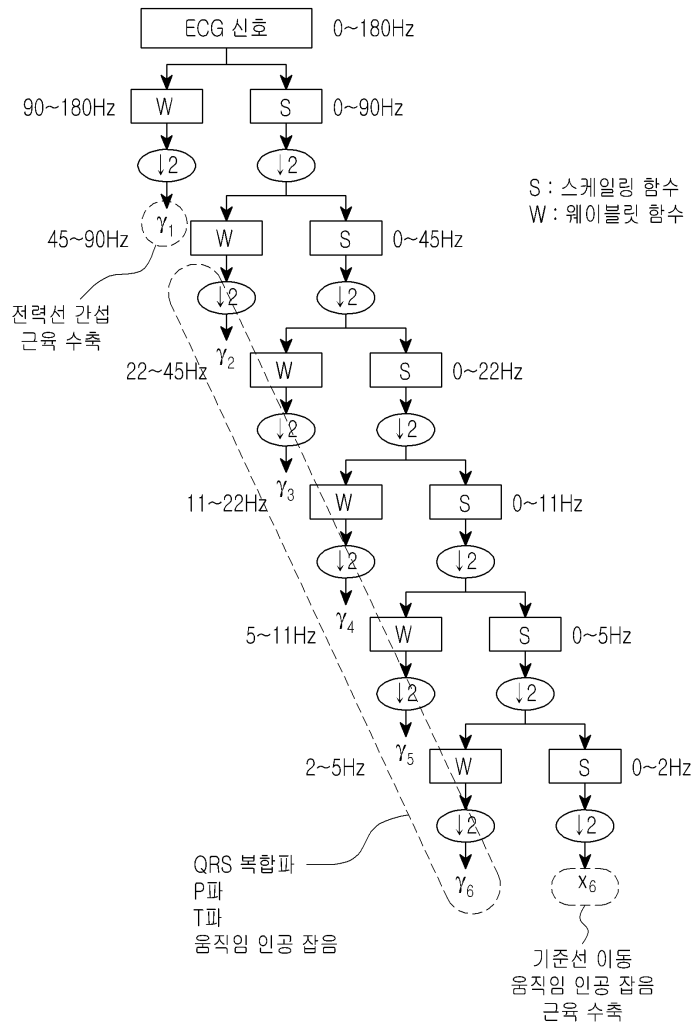
도면1



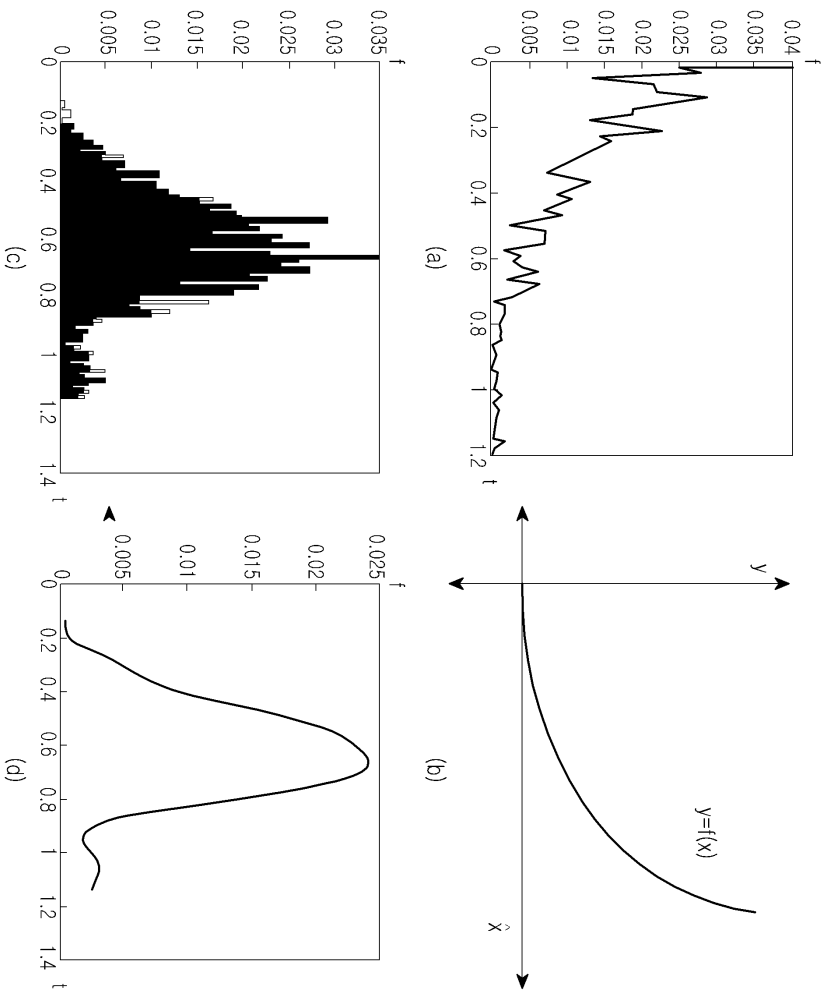
도면2



도면3



도면4



도면5

