



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년08월29일
(11) 등록번호 10-1651875
(24) 등록일자 2016년08월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0472 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0472 (2013.01)
A61B 5/04012 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0109889
(22) 출원일자 2015년08월04일
심사청구일자 2015년08월04일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020120116213 A

(73) 특허권자
전남대학교산학협력단
광주광역시 북구 용봉로 77 (용봉동)
(72) 발명자
신항식
전라남도 순천시 왕지3길 60, 104동 706호 (왕지동, 롯데캐슬아파트)
김진권
경기도 수원시 영통구 봉영로1517번길 30, 613동 1903호 (영통동, 극동아파트)
(74) 대리인
특허법인아이엠

전체 청구항 수 : 총 12 항

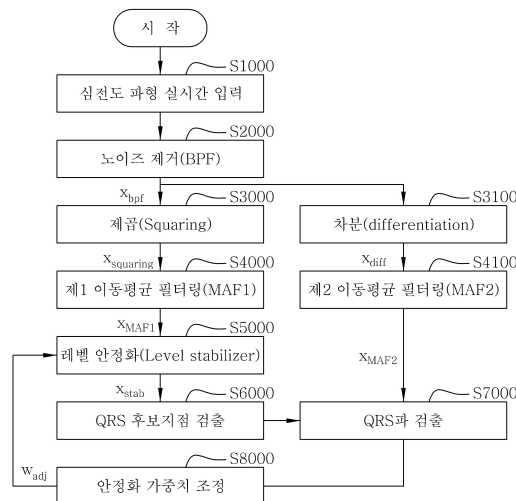
심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 실시간 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램

(57) 요약

본 발명은 실시간 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 심전도 파형 중, QRS파(QRS 군, QRS-complex)를 실시간으로 정확하게 검출할 수 있는 실시간 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램에 관한 것이다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/04014 (2013.01)

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711026335

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 ICT융합 고급인력과정 지원사업

연구과제명 ICT융합 고급인력과정 지원사업

기 여 율 1/2

주관기관 순천향대학교 산학협력단

연구기간 2015.01.01 ~ 2015.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711027612

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 신진연구자지원사업

연구과제명 생체신호처리기반 통증 정량화 및 모니터링 기술 개발

기 여 율 1/2

주관기관 전남대학교

연구기간 2015.07.01 ~ 2018.06.30

명세서

청구범위

청구항 1

심전도 파형을 입력받는 단계;

상기 심전도 파형에서 소정 주파수 대역의 노이즈를 제거하는 단계;

상기 노이즈가 제거된 심전도 파형에서 피크 파형이 존재하는 지점을 QRS(QRS complex) 후보 지점으로 검출하는 단계; 및

상기 노이즈가 제거된 심전도 파형에서 상기 QRS 후보 지점을 중심으로 소정의 이전 시간 구간 및 이후 시간 구간의 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '구간 임계 변화량'이라 함) 이상일 경우, 상기 QRS 후보 지점의 파형을 QRS파로 검출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 QRS파는,

상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간의 에너지 변화가 상기 구간 임계 변화량 이상이고, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 총 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '총 임계 변화량'이라 함) 이상일 경우 검출되는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 QRS파는,

상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간의 에너지 변화가 상기 구간 임계 변화량 이상이고, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 총 에너지 변화량이 상기 총 임계 변화량 이상이며, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 최대 및 최소 에너지 값이 임계 에너지 범위 내의 값을 가질 경우 검출되는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 QRS 후보 지점을 검출하는 단계는,

상기 노이즈가 제거된 심전도 파형을 제곱(squaring)하여 제곱된 심전도 파형으로 변환하는 단계;

상기 제곱된 심전도 파형을 소정의 시간동안 샘플링하여 더한 제1 이동평균 필터링 파형으로 변환하는 단계;

상기 제1 이동평균 필터링 파형에 소정의 안정화 가중치(stabilization weight)를 곱하여 안정화 파형으로 변환하는 단계;

상기 안정화 파형의 상승구간을 따라 상승하고, 소정의 불응기 구간동안 동일한 값이 유지되며, 상기 불응기 구간이후 소정의 감쇠율로 감쇠하는 적응형 임계치 곡선으로 변환하는 단계; 및

상기 적응형 임계치 곡선에서 상기 상승구간을 따라 상승한 후, 상기 불응기 구간으로 변화되는 변곡점을 상기 QRS 후보 지점으로 검출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 안정화 가중치는 이전 시간의 안정화 가중치에 이전 시간의 조정 가중치(adjustment weight)를 더한 값으로 계산되고,

상기 조정 가중치는 아래의 수학적 식 1과 같이 미리 설정된 안정화 레벨(stabilization level)이 이전의 연속된 복수 피크의 전압 평균값(mean)보다 클 경우, 상기 안정화 레벨에 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산되고,

그 외의 경우, 상기 안정화 레벨에 음의 상기 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 상기 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산되는 것을 특징으로 하는 QRS과 검출 방법.

[수학적 식 1]

$$w_{stab}[n+1] = w_{stab}[n] + w_{adj}[n]$$

$$w_{adj}[n] = \begin{cases} \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), r_b level_{stab}), level_{stab} > mean(V_{(a)peak})) \\ \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), -r_b level_{stab}), otherwise \end{cases}$$

여기서, $w_{stab}[n+1]$ 은 다음 시간 안정화 가중치, $w_{stab}[n]$ 현재 시간 안정화 가중치, $w_{adj}[n]$ 은 현재 시간 조정 가중치, $level_{stab}$ 는 상기 안정화 레벨, $V_{(a)peak}$ 는 상기 복수(a) 피크의 집합, r_b 는 상기 제1 비율계수(rate coefficient), r_a 는 상기 제2 비율계수이다.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 적응형 임계치 곡선은 아래의 수학적 식 2와 같이 시간에 흐름에 따른 적응형 임계치를 계산하여 구해지고,

상기 적응형 임계치는,

이전 시간의 적응형 임계치가 현재 안정화 파형 값보다 작을 경우, 현재 안정화 파형 값으로 계산되고,

현재 시간이 상기 불응기 구간일 경우, 이전 시간의 적응형 임계치로 계산되고,

이전 시간의 적응형 임계치가 이전 시간의 노이즈 레벨에 소정 배수 값을 곱한 값보다 작을 경우, 상기 소정 배수 값을 곱한 이전 시간의 노이즈 레벨값으로 계산되고,

그 외의 경우에는 이전 시간의 적응형 임계치에 상기 감쇠율을 곱한 값과 이전 시간의 노이즈 레벨값에 제1 노이즈 레벨 반영비율을 곱한 값을 더한 값으로 계산되는 것을 특징으로 하는 QRS과 검출 방법.

[수학적 식 2]

$$th_{sig}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & x_{stab}[n] > th_{sig}[n-1] \\ th_{sig}[n-1], & \text{in refractory period} \\ b \times th_{noise}[n-1], & b \times th_{noise}[n-1] > th_{sig}[n-1] \\ r_{decay} th_{sig}[n-1] + r_n th_{noise}[n-1], & otherwise \end{cases}$$

여기서, $th_{sig}[n]$ 는 현재 시간 적응형 임계치, $x_{stab}[n]$ 는 현재 시간 안정화 파형 값, $th_{sig}[n-1]$ 는 이전 시간 적응형 임계치, 'in refractory period'는 불응기 구간, $th_{noise}[n-1]$ 은 이전 시간 노이즈 레벨, 'b'는 상기 소정

배수 값, r_{decay} 는 상기 감쇠율, r_n 은 상기 제1 노이즈 레벨 반영비율이다.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 감쇠율은 아래의 수학적식 3에 의해 계산되는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출방법.

[수학적식 3]

$$r_{decay} = \left(1 - \frac{1}{(0.5 - RP)f_s} \right) \left(1 - r_d \frac{th_{noise}[n-1]}{V_{prepeak}} \right)$$

여기서, RP는 상기 불응기 구간의 길이, f_s 는 샘플링주파수, $V_{prepeak}$ 는 이전 QRS파의 크기, r_d 는 제2 노이즈 레벨 반영비율이다.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 노이즈 레벨은 아래의 수학적식 4에 의해 계산되는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출방법.

[수학적식 4]

$$th_{noise}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & th_{noise}[n-1] > x_{stab}[n] \\ th_{noise}[n-1] + r_s x_{MAF1}[n-1], & otherwise \end{cases}$$

여기서, $th_{noise}[n]$ 은 현재 시간 노이즈 레벨, r_s 는 제3 노이즈 레벨 반영비율이다.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 심전도 파형에서 소정 주파수 대역의 노이즈를 제거하는 단계 이후에,

상기 노이즈가 제거된 심전도 파형을 차분(differentiation)하여 차분된 심전도 파형을 얻는 단계; 및

상기 차분된 심전도 파형을 소정의 시간동안 샘플링하여 더한 제2 이동평균 필터링 파형으로 변환하는 단계;를 포함하고,

상기 QRS파를 검출하는 단계에서,

상기 QRS파의 검출에 이용되는 에너지 값은 상기 제2 이동평균 필터링 파형의 값인 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법.

청구항 10

컴퓨터와 결합하여 제 9 항의 QRS파 검출 방법을 수행하기 위한 매체에 저장된 QRS파 검출 프로그램.

청구항 11

제 10 항의 QRS파 검출 프로그램이 저장되고 상기 QRS파 검출 방법을 수행하는 컴퓨터.

청구항 12

제 10 항의 QRS파 검출 프로그램이 저장되고 통신망을 통해 상기 QRS파 검출 프로그램을 클라이언트 컴퓨터로 전송할 수 있는 서버 컴퓨터.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실시간 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 심전도 파형 중, QRS파(QRS 군, QRS-complex)를 실시간으로 정확하게 검출할 수 있는 실시간 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 심전도는 가장 대표적인 생체신호이다.
- [0003] 도 1은 심전도 파형을 설명하기 위한 것으로 심전도 파형(100)은 일반적으로 표준 사지유도(standard limb lead)나 증폭 사지유도(augmented limb lead), 흉부유도(precordial lead)에 의해 측정된다. 이 중 표준 사지유도와 증폭 사지유도는 심장을 중심으로 팔, 다리 등의 사지 혹은 몸통에 부착되는 전극을 사용하여 기록되며, 흉부유도는 흉부에 부착되는 1~6개의 전극을 통해 기록 될 수 있다. 또한 패치형 이나 삽입형 심전도 측정기기에 의해서도 일부 기록될 수 있다. 기록된 심전도는 P, Q, R, S, T의 특징점을 가진다.
- [0004] 여기서, P파는 심방의 탈분극, Q, R, S는 심실의 탈분극, T파는 심실의 재분극에 의하여 발생하는 전위로 알려져 있으며, U파는 T파 후에 T파와 동방향으로 흔들리는 작은 파이다.
- [0005] 특히, Q, R, S는 하나의 묶음으로 취급되어 QRS군(QRS-Complex)으로 분류된다.
- [0006] 또한, 본 발명에서는 하나의 QRS군을 QRS파(110)로 명명하고, 시간에 흐름에 따라 측정되는 전체 심전도 신호를 심전도 파형(100)이라 명명하기로 한다.
- [0007] 한편, 심전도의 각 파형(P, Q, R, S, T)은 심장 각 부위(심방, 심실)의 전기적 활동을 보여주기 때문에, 심장의 이상이나 질환을 관찰하는데 사용되고 있다. 심전도의 해석에 있어서 가장 빈번하게 해석되는 파형은 QRS파 이다. 이는 심실활동이 심방활동에 비해 생명유지에 깊게 관여하고 있기 때문이기도 하고, QRS파가 가장 진폭이 크고 명확하여 추출 및 처리가 쉽기 때문으로도 해석할 수 있다.
- [0008] QRS파의 검출은 심박수의 추정에 주로 사용되고(QRS파들 간의 간격을 계산), QRS파 이외의 다른 파형을 추출, 관찰하기 위해 선행된다. 따라서, 심전도 신호의 응용을 위해서는 QRS파의 정확한 검출은 필수적이라 할 수 있다.
- [0009] 이전의 심전도 측정이 주로 병원내에서만 행하여졌던 것과 달리, 최근 e-Health 시대에 도래에 따라 홈헬스케어, 모바일헬스케어에서도 심전도를 기반으로 한 다양한 건강관리 기능들이 출현하고 있다. 따라서, 더욱 정확하고, 특히 잡음에 강인한 심전도 신호처리 및 해석기술은 지속적으로 요구되고 있으며, 특히 심전도 해석의 기준인 QRS파 검출 기술에 대한 성능의 보장은 매우 중요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상술한 요구를 충족시키기 위해 안출된 것으로 본 발명의 목적은 심전도 파형에서 QRS파를 실시간으로 정확하게 검출할 수 있는 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램을 제공하는 것이다.

[0011] 본 발명의 목적들은 이상에서 언급한 목적들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 상기의 목적을 달성하기 위하여 본 발명은 심전도 파형을 입력받는 단계; 상기 심전도 파형에서 소정 주파수 대역의 노이즈를 제거하는 단계; 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형에서 피크 파형이 존재하는 지점을 QRS(QRS complex) 후보 지점으로 검출하는 단계; 및 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형에서 상기 QRS 후보 지점을 중심으로 소정의 이전 시간 구간 및 이후 시간 구간의 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '구간 임계 변화량'이라 함) 이상일 경우, 상기 QRS 후보 지점의 파형을 QRS파로 검출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 QRS파 검출 방법을 제공한다.

[0013] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 QRS파는, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간의 에너지 변화가 상기 구간 임계 변화량 이상이고, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 총 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '총 임계 변화량'이라 함) 이상일 경우 검출된다.

[0014] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 QRS파는, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간의 에너지 변화가 상기 구간 임계 변화량 이상이고, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 총 에너지 변화량이 상기 총 임계 변화량 이상이며, 상기 이전 시간 구간 및 상기 이후 시간 구간에서 최대 및 최소 에너지 값이 임계 에너지 범위 내의 값을 가질 경우 검출된다.

[0015] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 QRS 후보 지점을 검출하는 단계는, 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형을 제곱(squaring)하여 제공된 심전도 파형으로 변환하는 단계; 상기 제공된 심전도 파형을 소정의 시간동안 샘플링하여 더한 제1 이동평균 필터링 파형으로 변환하는 단계; 상기 제1 이동평균 필터링 파형에 소정의 안정화 가중치(stabilization weight)를 곱하여 안정화 파형으로 변환하는 단계; 상기 안정화 파형의 상승구간을 따라 상승하고, 소정의 불응기 구간동안 동일한 값이 유지되며, 상기 불응기 구간이후 소정의 감쇠율로 감쇠하는 적응형 임계치 곡선으로 변환하는 단계; 및 상기 적응형 임계치 곡선에서 상기 상승구간을 따라 상승한 후, 상기 불응기 구간으로 변화되는 변곡점을 상기 QRS 후보 지점으로 검출하는 단계;를 포함한다.

[0016] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 안정화 가중치는 이전 시간의 안정화 가중치에 이전 시간의 조정 가중치(adjustment weight)를 더한 값으로 계산되고, 상기 조정 가중치는 아래의 수학적 식 1과 같이 미리 설정된 안정화 레벨(stabilization level)이 이전의 연속된 복수 피크의 전압 평균값(mean)보다 클 경우, 상기 안정화 레벨에 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산되고, 그 외의 경우, 상기 안정화 레벨에 음의 상기 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 상기 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산된다.

[0017] [수학적 식 1]

$$w_{stab}[n+1] = w_{stab}[n] + w_{adj}[n]$$

$$w_{adj}[n] = \begin{cases} \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), r_b level_{stab}), level_{stab} > mean(V_{(a)peak})) \\ \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), -r_b level_{stab}), otherwise \end{cases}$$

[0018]

[0019] 여기서, $w_{stab}[n+1]$ 은 다음 시간 안정화 가중치, $w_{stab}[n]$ 현재 시간 안정화 가중치, $w_{adj}[n]$ 은 현재 시간 조정 가중치, $level_{stab}$ 는 상기 안정화 레벨, $V_{(a)peak}$ 는 상기 복수(a) 피크의 집합, r_b 는 상기 제1 비율계수(rate coefficient), r_a 는 상기 제2 비율계수이다.

[0020] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 적응형 임계치 곡선은 아래의 수학적 식 2와 같이 시간에 흐름에 따른 적응형 임계치를 계산하여 구해지고, 상기 적응형 임계치는, 이전 시간의 적응형 임계치가 현재 안정화 파형 값보다 작을 경우, 현재 안정화 파형 값으로 계산되고, 현재 시간이 상기 불응기 구간일 경우, 이전 시간의 적응형 임계치로 계산되고, 이전 시간의 적응형 임계치가 이전 시간의 노이즈 레벨에 소정 배수 값을 곱한 값보다 작을 경우, 상

기 소정 배수 값을 곱한 이전 시간의 노이즈 레벨값으로 계산되고, 그 외의 경우에는 이전 시간의 적응형 임계치에 상기 감쇠율을 곱한 값과 이전 시간의 노이즈 레벨값에 제1 노이즈 레벨 반영비율을 곱한 값을 더한 값으로 계산된다.

[수학식 2]

$$th_{sig}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & x_{stab}[n] > th_{sig}[n-1] \\ th_{sig}[n-1], & \text{in refractory period} \\ b \times th_{noise}[n-1], & b \times th_{noise}[n-1] > th_{sig}[n-1] \\ r_{decay}th_{sig}[n-1] + r_n th_{noise}[n-1], & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기서, $th_{sig}[n]$ 는 현재 시간 적응형 임계치, $x_{stab}[n]$ 는 현재 시간 안정화 파형 값, $th_{sig}[n-1]$ 는 이전 시간 적응형 임계치, 'in refractory period'는 불응기 구간, $th_{noise}[n-1]$ 은 이전 시간 노이즈 레벨, 'b'는 상기 소정 배수 값, r_{decay} 는 상기 감쇠율, r_n 은 상기 제1 노이즈 레벨 반영비율이다.

바람직한 실시예에 있어서, 상기 감쇠율은 아래의 수학식 3에 의해 계산된다.

[수학식 3]

$$r_{decay} = \left(1 - \frac{1}{(0.5 - RP)f_s} \right) \left(1 - r_d \frac{th_{noise}[n-1]}{V_{prepeak}} \right)$$

여기서, RP는 상기 불응기 구간의 길이, f_s 는 샘플링주파수, $V_{prepeak}$ 는 이전 QRS파의 크기, r_d 는 제2 노이즈 레벨 반영비율이다.

바람직한 실시예에 있어서, 상기 노이즈 레벨은 아래의 수학식 4에 의해 계산된다.

[수학식 4]

$$th_{noise}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & th_{noise}[n-1] > x_{stab}[n] \\ th_{noise}[n-1] + r_s x_{MAF1}[n-1], & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기서, $th_{noise}[n]$ 은 현재 시간 노이즈 레벨, r_s 는 제3 노이즈 레벨 반영비율이다.

바람직한 실시예에 있어서, 상기 심전도 파형에서 소정 주파수 대역의 노이즈를 제거하는 단계 이후에, 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형을 차분(differentiation)하여 차분된 심전도 파형을 얻는 단계; 및 상기 차분된 심전도 파형을 소정의 시간동안 샘플링하여 더한 제2 이동평균 필터링 파형으로 변환하는 단계;를 포함하고, 상기 QRS파를 검출하는 단계에서, 상기 QRS파의 검출에 이용되는 에너지 값은 상기 제2 이동평균 필터링 파형의 값인 것을 특징으로 한다.

또한, 본 발명은 컴퓨터와 결합하여 상기 QRS파 검출 방법을 수행하기 위한 매체에 저장된 QRS파 검출 프로그램을 더 제공한다.

또한, 본 발명은 상기 QRS파 검출 프로그램이 저장되고 상기 QRS파 검출 방법을 수행하는 컴퓨터를 더 제공한다.

또한, 본 발명은 QRS파 검출 프로그램이 저장되고 통신망을 통해 상기 QRS파 검출 프로그램을 클라이언트 컴퓨터로 전송할 수 있는 서버 컴퓨터를 더 제공한다.

발명의 효과

[0036] 본 발명은 다음과 같은 우수한 효과를 가진다.

[0037] 본 발명의 QRS파 검출 방법 및 그 프로그램에 의하면, 먼저, 안정화 파형으로부터 QRS 후보 지점을 검출하고, QRS 후보 지점과 대응하는 이동평균 필터링 파형의 에너지의 변화량, 진폭 및 크기 등을 다각도로 이용하여 QRS 파로 최종 판정할 수 있으므로, QRS파 검출의 정확성을 매우 향상시킬 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 일반적인 심전도 파형을 설명하기 위한 도면,

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법의 흐름도,

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법에서 적응형 임계치 곡선을 설명하기 위한 도면,

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법에서 안정화 파형을 설명하기 위한 도면,

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법에서 제2 이동평균 필터링된 파형을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 본 발명에서 사용되는 용어는 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어를 선택하였으나, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있는데 이 경우에는 단순한 용어의 명칭이 아닌 발명의 상세한 설명 부분에 기재되거나 사용된 의미를 고려하여 그 의미가 파악되어야 할 것이다.

[0040] 이하, 첨부한 도면에 도시된 바람직한 실시예들을 참조하여 본 발명의 기술적 구성을 상세하게 설명한다.

[0041] 그러나, 본 발명은 여기서 설명되는 실시예에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화 될 수도 있다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 참조번호는 동일한 구성요소를 나타낸다.

[0042] 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법은 입력되는 심전도 파형에서 QRS파를 검출하기 위한 방법으로 실시간으로 QRS파를 검출할 수도 있고, 미리 측정된 심전도 파형에서 QRS파를 검출할 수도 있다.

[0043] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법은 실질적으로 QRS파 검출 프로그램이 설치된 컴퓨터 상에서 수행된다.

[0044] 또한, 상기 컴퓨터는 일반적인 퍼스널 컴퓨터뿐만 아니라 임베디드 시스템, 스마트 기기 등을 포함하는 광의의 컴퓨팅 장치이다.

[0045] 또한, 상기 QRS파 검출 프로그램은 별도로 기록 매체에 저장되어 제공될 수 있으며, 상기 기록매체는 본 발명을 위하여 특별히 설계되어 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야에서 통상의 지식을 가진 자에서 공지되어 사용 가능할 것일 수 있으며, 예를 들면, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD, DVD와 같은 광 기록 매체, 자기 및 광 기록을 결합할 수 있는 자기-광 기록 매체, 롬, 램, 플래시 메모리 등 단독 또는 조합에 의해 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치일 수 있다.

[0046] 또한, 상기 QRS파 검출 프로그램은 프로그램 명령, 로컬 데이터 파일, 로컬 데이터 구조 등이 단독 또는 조합으로 구성된 프로그램일 수 있고, 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라, 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해 실행될 수 있는 고급 언어 코드로 짜여진 프로그램일 수 있다.

[0047] 또한, 상기 QRS파 검출 프로그램은 통신망을 통해 데이터 전송이 가능한 서버 컴퓨터에 저장될 수 있고, 상기 컴퓨터는 상기 서버 컴퓨터로부터 상기 QRS파 검출 프로그램을 다운로드 받아 설치한 후, 본 발명의 QRS파 검출 방법을 수행한다. 이때, 상기 컴퓨터는 상기 서버 컴퓨터에 대해 클라이언트 컴퓨터로 기능한다.

[0048] 이하에서는 도 2를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법을 상세히 설명한다.

[0049] 본 발명의 일 실시예에 따른 QRS파 검출 방법은 먼저, 상기 컴퓨터가 심전도 파형을 입력받는다(S1000).

- [0050] 또한, 상기 심전도 파형은 실시간으로 입력될 수 있다.
- [0051] 또한, 상기 심전도 파형은 도 1에서 도시한 심전도 측정수단(20)에 의해 측정되며, 상기 컴퓨터는 상기 심전도 측정수단(20)으로부터 상기 심전도 파형을 입력받는다.
- [0052] 다음, 상기 컴퓨터는 입력된 심전도 파형에서 소정 주파수 대역의 노이즈를 제거하고, 노이즈가 제거된 강화된 심전도 파형을 획득한다(S2000).
- [0053] 또한, 본 발명에서는 노이즈 제거를 위해 밴드 패스 필터(BPF:band-pass filter)를 이용하였다.
- [0054] 또한, 상기 밴드 패스 필터는 5Hz 내지 25Hz의 통과대역을 갖는 64-tap FIR(Finite Impulse Response, 유한임펄스응답) 필터일 수 있다.
- [0055] 그러나, 상기 밴드 패스 필터는 IIR(Infinite Impulse Response, 유한임펄스응답) 필터로 대체될 수 있고, 주파수 범위도 8Hz 내지 35Hz 등으로 가변될 수 있다.
- [0056] 다음, 노이즈가 제거된 심전도 파형에서 피크 파형이 존재하는 지점을 QRS 후보 지점으로 검출한다.
- [0057] 도 3을 참조하여 상기 QRS 후보 지점을 검출하는 과정을 상세히 설명하면, 먼저, 도 3의 (a)에 도시된 심전도 파형(100)의 노이즈를 제거하고, 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형(도시하지 않음)을 제곱(squaring)하여 도 3의 (b)에 도시한 제곱된 심전도 파형(200)으로 얻는다(S3000).
- [0058] 또한, 상기 제곱된 심전도 파형(200)을 얻는 과정은 비선형 제곱연산을 수행하는 과정으로 아래의 수학적 식 a와 같이 표현할 수 있다.

[0059] [수학적 식 a]

$$x_{squaring}[n] = x_{bpf}[n]^2$$

[0061] 여기서, $x_{bpf}[n]$ 는 현재 시간(n) 노이즈가 제거된 심전도 파형을 의미하고, $x_{squaring}[n]$ 은 현재 시간(n) 제곱된 심전도 파형을 의미한다.

[0062] 다음, 상기 제곱된 심전도 파형을 제1 이동평균 필터(Moving Average Filter 1)에 통과시켜 제1 이동평균 필터링 파형을 얻는다(S4000).

[0063] 또한, 상기 제1 이동평균 필터링 파형은 특정한 시간범위의 에너지를 평균하여 계산한 파형으로 아래의 수학적 식 b와 같이 계산된다.

[0064] [수학적 식 b]

$$x_{MAF1}[n] = \frac{1}{N_1} \sum_{k \in \langle N_1 \rangle} x_{squaring}[k]$$

[0066] 여기서, N_1 은 소정의 지속 시간(duration, 본 발명에서는 0.15초로 설정함) 동안의 샘플 개수를 의미하고, $x_{MAF1}[n]$ 은 현재 시간(n) 제1 이동평균 필터링 파형을 의미한다.

[0067] 또한, 상기 N_1 은 데이터의 샘플링율(또는 주기), 상기 지속 시간의 길이에 따라 변동될 수 있다.

[0068] 또한, 상기 제1 이동평균 필터링 파형은 상기 수학적 식 b에 도시한 바와 같이 균일한(uniform) 이동평균 필터뿐만 아니라 아래의 수학적 식 b-1과 같이 가중치가 부여된 제1 이동평균 필터에 의해서도 계산이 가능하다.

[0069] [수학적 식 b-1]

$$x_{MAF1}[n] = \frac{1}{N_1} \sum_{k \in \langle N_1 \rangle} a_k x_{squaring}[k]$$

[0071] 여기서, a_k 는 필터 가중치를 의미한다.

[0072] 다음, 상기 제1 이동평균 필터링 과정에 소정의 안정화 가중치를 곱하여 안정화 과정을 얻는다(S5000).

[0073] 한편, 상기 제1 이동평균 필터링 과정은 심장의 불규칙적 움직임, 주변 잡음 등으로 인하여 진폭이 갑자기 작아지거나 커지는 현상이 발생할 수 있는데 이는 정확한 QRS파의 후보 지점의 검출을 방해한다.

[0074] 따라서, 본 발명에서는 상기 제1 이동평균 필터링 과정에 소정의 안정화 가중치를 곱하여 진폭의 급격한 변화가 없고 진폭이 균일한 특정 수준으로 유지되는 안정화 과정을 얻는다.

[0075] 또한, 도 4의 (a)는 상기 심전도 파형(100)을 보여주는 것이고 (b)는 상기 안정화 파형(300)을 보여주는 것이며, 상기 안정화 파형(300)은 아래의 수학적 식 c와 같이 계산이 가능하다.

[0076] [수학적 식 c]

$$x_{stab}[n] = \frac{w_{stab}[n]}{N_1} \sum_{k \in \langle N_1 \rangle} x_{squaring}[k]$$

[0077]

[0078] 여기서, $x_{stab}[n]$ 는 현재 시간(n) 안정화 파형, $w_{stab}[n]$ 는 현재 시간(n) 안정화 가중치이다.

[0079] 또한, 도 4의 (b)를 참조하면, 본 발명에서는 안정화 레벨(310, stabilization level)을 0.5mv로 설정하였으며 이 안정화 레벨(310)은 사용자에게 의해 변경이 가능하다.

[0080] 또한, 상기 안정화 레벨(310)은 상기 안정화 가중치의 계산에 이용되며, 상기 안정화 가중치는 이전 시간에 검출된 QRS파의 크기를 기반으로 현재 신호를 특정 레벨로 유지하는 역할을 담당한다.

[0081] 또한, 상기 안정화 가중치는 아래의 수학적 식 1과 같이 이전 시간의 안정화 가중치에 이전 시간의 조정 가중치(adjustment weight)를 더한 값으로 계산되며, 상기 조정 가중치는 상기 안정화 레벨(310)이 이전 시간에 연속된 복수 피크(QRS파)의 전압 평균값(mean)보다 클 경우, 상기 안정화 레벨(310)에 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨(310)과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산되고, 그 외의 경우에는 상기 안정화 레벨(310)에 음의 상기 제1 비율계수를 곱한 값과 상기 안정화 레벨(310)과 상기 복수 피크의 전압 중간값(median)의 차에 상기 제2 비율계수를 곱한 값 중 작은 값으로 계산된다.

[0082] [수학적 식 1]

$$w_{stab}[n+1] = w_{stab}[n] + w_{adj}[n]$$

$$w_{adj}[n] = \begin{cases} \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), r_b level_{stab}), level_{stab} > mean(V_{(a)peak})) \\ \argmin(r_a(level_{stab} - median(V_{(a)peak}), -r_b level_{stab}), otherwise \end{cases}$$

[0083]

[0084] 여기서, $w_{stab}[n+1]$ 은 다음 시간(n+1) 안정화 가중치, $w_{stab}[n]$ 현재 시간(n) 안정화 가중치, $w_{adj}[n]$ 은 현재 시간(n) 조정 가중치, $level_{stab}$ 는 상기 안정화 레벨, $V_{(a)peak}$ 는 상기 복수 피크의 집합, r_b 는 상기 제1 비율계수(rate coefficient), r_a 는 상기 제2 비율계수이다.

[0085] 또한, 본 발명에는 상기 복수 피크를 수(a)를 이전 5피크(최근 5개의 QRS파)로 설정하였고, 상기 수학적 식 1 중, 평균(mean)과 중간(median)의 계산은 서로 뒤바뀔수 있고, 조합되어 계산이 가능하다.

[0086] 또한, 본 발명에서는 상기 제1 비율계수(r_b)를 5%로 설정하였고, 상기 제2 비율계수(r_a)는 10%로 설정하였다.

[0087] 다음, QRS 후보지점을 검출한다(S6000).

[0088] 또한, 상기 QRS 후보지점은 상기 심전도 파형(100)에서 극점에 해당하는 저점으로 본 발명에서는 적응형 임계치 곡선(Adaptive threshold curve)을 계산하여 검출하였다.

[0089] 또한, 상기 적응형 임계치 곡선(400)은 도 3의 (c)의 점선에 해당하는 곡선이다.

[0090] 즉, 상기 적응형 임계치 곡선(400)은 상기 안정화 파형(300)을 일정한 패턴을 갖는 곡선으로 변환한 것으로 상기 적응형 임계치 곡선(400)에서 상단의 변곡점(s)이 상기 QRS 후보지점으로 검출된다.

[0091] 또한, 도 3의 (c)에서 파선은 노이즈 레벨(500)을 의미하며, 상기 노이즈 레벨(500)은 상기 적응형 임계치 곡선

(400)의 계산에 이용된다.

[0092] 또한, 상기 적응형 임계치 곡선(400)은 아래의 수학적식 2와 같이 시간에 흐름에 따른 적응형 임계치를 계산하여 구해진다.

[0093] [수학적식 2]

$$th_{sig}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & x_{stab}[n] > th_{sig}[n-1] \\ th_{sig}[n-1], & \text{in refractory period} \\ b \times th_{noise}[n-1], & b \times th_{noise}[n-1] > th_{sig}[n-1] \\ r_{decay}th_{sig}[n-1] + r_n th_{noise}[n-1], & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0094]

[0095] 여기서, $th_{sig}[n]$ 는 현재 시간(n) 적응형 임계치, $x_{stab}[n]$ 는 현재 시간(n) 안정화 파형 값, $th_{sig}[n-1]$ 는 이전 시간(n-1) 적응형 임계치, 'in refractory period'는 불응기 구간, $th_{noise}[n-1]$ 은 이전 시간(n-1) 노이즈 레벨, 'b'는 소정 배수 값, r_{decay} 는 감쇠율, r_n 은 제1 노이즈 레벨 반영비율이다.

[0096] 또한, 상기 수학적식 2를 참조하면, 먼저, 상기 적응형 임계치는 이전 시간의 적응형 임계치가 현재 안정화 파형 값보다 작을 경우, 현재 안정화 파형 값으로 계산된다.

[0097] 즉, 상기 적응형 임계치는 상기 안정화 파형(300)의 상승구간(s1)에서는 상기 안정화 파형(300)을 따라 함께 증가한다.

[0098] 다음, 불응기 구간(s2)에서는 적응형 임계치는 변화하지 않고 소정의 시간동안 동일한 값으로 유지된다. 본 발명에서는 상기 불응기 구간(s2)을 150ms로 설정하였다.

[0099] 또한, 상기 상승구간(s1)에서 상기 불응기 구간(s2)으로 절곡되는 적응형 임계치 곡선의 지점(s)이 상기 QRS 후 보지점으로 검출된다.

[0100] 다음, 상기 적응형 임계치 값이 노이즈 레벨(500)에 상기 소정 배수 값을 곱한 값보다 작아지는 경우, 상기 적응형 임계치 값은 상기 노이즈 레벨(500)에 상기 소정 배수 값으로 증가시킨다. 이는 신호에 포함된 노이즈의 영향을 줄이기 위함이다. 또한, 본 발명에서는 상기 소정 배수 값을 1.75로 설정하였으나 사용자에게 따라 변경이 가능하다.

[0101] 다음, 그 외의 경우에는 이전 시간의 적응형 임계치에 상기 감쇠율을 곱한 값과 이전 시간의 노이즈 레벨값에 제1 노이즈 레벨 반영비율을 곱한 값을 더한 값으로 상기 적응형 임계치 값을 계산한다. 이는 상기 안정화 파형(300)이 하강하는 구간(s3)에서 상기 감쇠율에 상기 적응형 임계치 값이 감소하게 하기 위함이다.

[0102] 또한, 본 발명에서는 상기 제1 노이즈 레벨 반영비율을 3%로 설정하였고, 상기 감쇠율은 아래의 수학적식 3과 같이 적응적으로 변화되게 하였다.

[0103] [수학적식 3]

$$r_{decay} = \left(1 - \frac{1}{(0.5 - RP)f_s} \right) \left(1 - r_d \frac{th_{noise}[n-1]}{V_{prepeak}} \right)$$

[0104]

[0105] 여기서, RP는 상기 불응기 구간(s2)의 길이, f_s 는 샘플링주파수, $V_{prepeak}$ 는 이전 QRS파의 크기, r_d 는 제2 노이즈 레벨 반영비율이다.

[0106] 또한, 본 발명에서는 상기 제2 노이즈 레벨 반영비율을 5%로 설정하였다.

[0107] 한편, 상기 노이즈 레벨(500)은 신호에 포함된 전반적인 노이즈의 크기와 관계된 지표로 아래의 수학적식 4와 같이 계산이 가능하다.

[0108] [수학식 4]

$$th_{noise}[n] = \begin{cases} x_{stab}[n], & th_{noise}[n-1] > x_{stab}[n] \\ th_{noise}[n-1] + r_s x_{MAF1}[n-1], & otherwise \end{cases}$$

[0109]

[0110] 여기서, $th_{noise}[n]$ 은 현재 시간(n) 노이즈 레벨, r_s 는 제3 노이즈 레벨 반영비율이다. 또한, 본 발명에서는 상기 제3 노이즈 레벨 반영비율을 0.1%로 설정하였다.

[0111] 다음, 검출된 QRS 후보 지점의 파형이 QRS파인지 판단하여 최종적으로 QRS파를 검출한다.

[0112] 또한, QRS파의 검출을 위해서는 먼저, 상기 노이즈가 제거된 심전도 파형을 차분(differentiation)하여 차분된 심전도 파형을 얻는다(S3100).

[0113] 또한, 상기 차분하는 과정(S3100)은 상기 제공하는 과정(S3000)과 병렬적으로 수행될 수 있다.

[0114] 또한, 상기 차분하는 과정은 이전 신호와 현재 신호의 차이를 구하는 과정으로 이산 시스템에서 미분과 같은 효과를 얻으며, 이 과정을 통해 QRS파의 상승 및 하강 속도와 관련된 성분에 접근할 수 있으며, 아래의 수학식 d에 의해 연산이 가능하다.

[0115] [수학식 d]

$$x_{diff}[n] = x_{bpf}[n] - x_{bpf}[n-1]$$

[0116]

[0117] 여기서, $x_{diff}[n]$ 는 현재 시간(n) 차분된 심전도 파형, $x_{bpf}[n]$ 은 현재 시간(n) 노이즈가 제거된 심전도 파형, $x_{bpf}[n-1]$ 은 이전 시간(n-1) 노이즈가 제거된 심전도 파형이다.

[0118] 다음, 상기 차분된 심전도 파형을 제2 이동평균 필터(Moving Average Filter 2)에 통과시켜 제2 이동평균 필터링 파형을 얻는다(S4100).

[0119] 또한, 상기 제2 이동평균 필터링 파형은 특정한 시간범위의 에너지를 계산한 파형으로 아래의 수학식 e와 같이 계산될 수 있다.

[0120] [수학식 e]

$$x_{MAF2}[n] = \frac{1}{N_2} \sum_{k=\langle N_2 \rangle} x_{diff}[k]$$

[0121]

[0122] 여기서, N_2 은 소정의 지속 시간(duration, 본 발명에서는 N_2 가 N_1 의 샘플 개수 이상의 값을 얻기 위해 0.2초로 설정함) 동안의 샘플 개수를 의미하고, $x_{MAF2}[n]$ 은 현재 시간(n) 제1 이동평균 필터링 파형을 의미한다.

[0123] 또한, 상기 N_2 은 데이터의 샘플링율(또는 주기), 상기 지속 시간의 설정에 따라 변동될 수 있다.

[0124] 또한, 상기 제2 이동평균 필터링 파형은 상기 수학식 e에 도시한 균일한(uniform) 이동평균 필터뿐만 아니라 아래의 수학식 e-1과 같이 가중치가 부여된 제2 이동평균 필터에 의해서도 계산이 가능하다.

[0125] [수학식 e-1]

$$x_{MAF2}[n] = \frac{1}{N_2} \sum_{k=\langle N_2 \rangle} a_k x_{diff}[k]$$

[0126]

[0127] 여기서, a_k 는 필터 가중치를 의미한다.

[0128] 다음, 최종적으로 QRS파를 검출한다(S7000)

[0129] 도 5는 QRS파를 검출하는 과정을 설명하기 위한 것으로 도 5의 (a)는 상기 심전도 파형(100)을 보여주는

것이고, (b)는 상기 차분된 심전도 파형(600)을 보여주는 것이며, (c)는 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)을 보여주는 것이다.

- [0130] 또한, 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)은 상기 QRS파를 검출하기 위한 에너지 값으로 이용된다.
- [0131] 더욱 자세하게는 먼저, 상기 QRS 후보 지점(s)과 대응하는 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)의 지점에서 이전 시간 구간 및 다음 시간 구간의 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '구간 임계 변화량'이라 함) 이상인지 판단하고 이상일 경우, 상기 QRS 후보 지점(s)에 대응하는 심전도 파형을 QRS 파로 검출한다.
- [0132] 또한, 상기 이전 시간 구간 및 상기 다음 시간 구간은 각각 0.2초(0.2s)로 설정하였다.
- [0133] 또한, 상기 이전 시간 구간은 상기 QRS 후보 지점(s)과 대응하는 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)의 지점과 0.2초 이전 지점 사이의 구간을 의미하고, 상기 다음 시간 구간은 상기 QRS 후보 지점(s)과 대응하는 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)의 지점과 0.2초 이후 지점 사이의 구간을 의미한다.
- [0134] 또한, 상기 에너지 변화량은 상기 이전 시간 구간에서 상기 제2 이동평균 필터링 파형의 면적(s4)과 상기 다음 시간 구간에서 상기 제2 이동평균 필터링 파형의 면적(s5)를 의미한다.
- [0135] 즉, 상기 QRS파로 검출되기 위해서는 상기 QRS 후보 지점(s)의 이전 및 다음 시간 구간에 소정의 에너지 변화가 존재하여야 한다.
- [0136] 또한, 본 발명에서는 상기 구간 임계 변화량을 $\pm 0.45\text{mV}$ 로 설정하였다.
- [0137] 또한, 상기 이전 시간 구간 및 상기 다음 시간 구간의 에너지 변화량이 상기 구간 임계 변화량을 초과할 경우, 상기 QRS 후보 지점(s)에 대응하는 심전도 파형을 즉시 QRS파로 검출할 수도 있으나, 검출의 정확도를 향상시키기 위해 추가적인 두 가지 기준을 더 만족할 경우 QRS파로 검출 수 있다.
- [0138] 먼저, 추가적인 첫 번째 기준은 상기 이전 시간 구간 및 상기 다음 시간 구간을 합친 총 구간에서 총 에너지 변화량이 소정의 임계 변화량(이하, '총 임계 변화량'이라 함) 이상이어야 한다는 것이고, 다음, 추가적인 두 번째 기준은 상기 총 구간에서 최대 및 최소 에너지 값이 임계 에너지 범위 내의 값을 가져야 한다는 것이다.
- [0139] 여기서, 상기 총 에너지 변화량은 상기 면적 s1과 s2를 더한 면적일 수 있고, 상기 총 구간에서 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)의 진폭(s6)일 수도 있다.
- [0140] 본 발명에서는 상기 총 에너지 변화량을 상기 총 구간에서 상기 제2 이동평균 필터링 파형(700)의 진폭으로 설정하였으며, 상기 총 임계 변화량은 2mV로 설정하였다.
- [0141] 즉, 총 구간 0.4초 동안 진폭이 2mV 이상일 경우 추가적인 첫 번째 기준을 만족하는 것으로 판단된다.
- [0142] 또한, 추가적인 두 번째 기준은 상기 총 구간에서 최대 에너지 값(s3)이 $+20\text{mV}/0.2\text{s}$ 내의 값을 가져야 하고, 최소 에너지 값(s3)이 $-20\text{mV}/0.2\text{s}$ 내의 값을 가져야 QRS파로 판단되는 기준이며, 이 기준을 초과할 경우 잡음으로 판단하였다.
- [0143] 따라서, 세가지의 QRS파 판단 조건을 이용하여 QRS파 검출의 정확도를 매우 향상시킬 수 있다.
- [0144] 이상에서 살펴본 바와 같이 본 발명은 바람직한 실시예를 들어 도시하고 설명하였으나, 상기한 실시예에 한정되지 아니하며 본 발명의 정신을 벗어나지 않는 범위 내에서 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변경과 수정이 가능할 것이다.

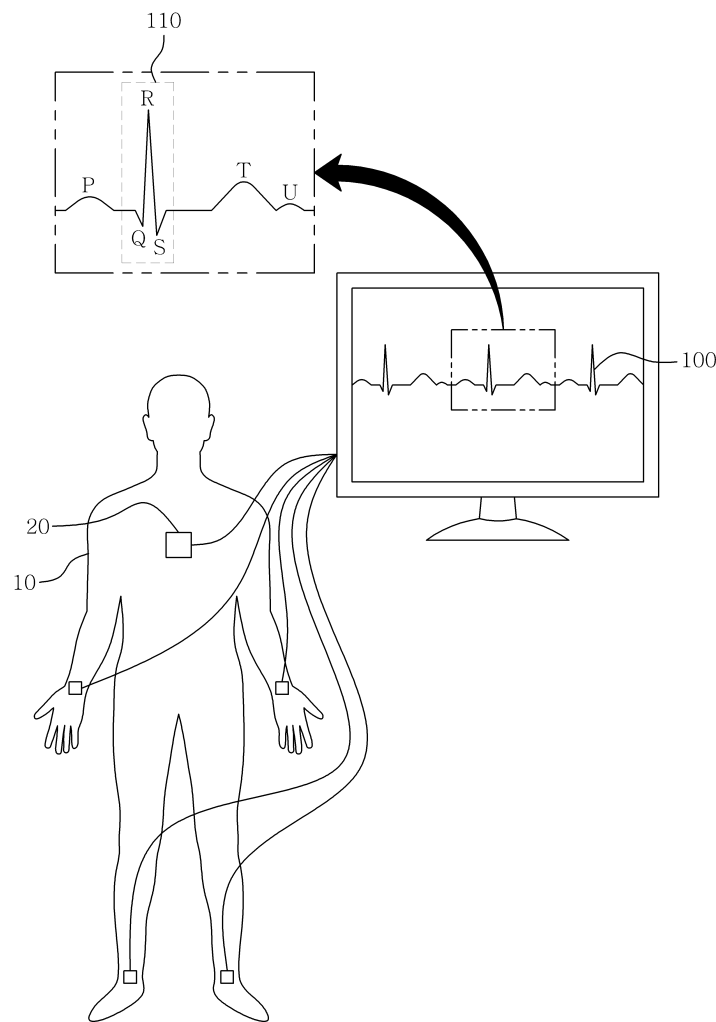
부호의 설명

- [0145]
- | | |
|----------------|------------|
| 10:수진자 | 20:전극 |
| 100:심전도 파형 | 110:QRS파 |
| 200:제공된 심전도 파형 | 300:안정화 파형 |
| 400:적응형 임계치 곡선 | 500:노이즈 레벨 |

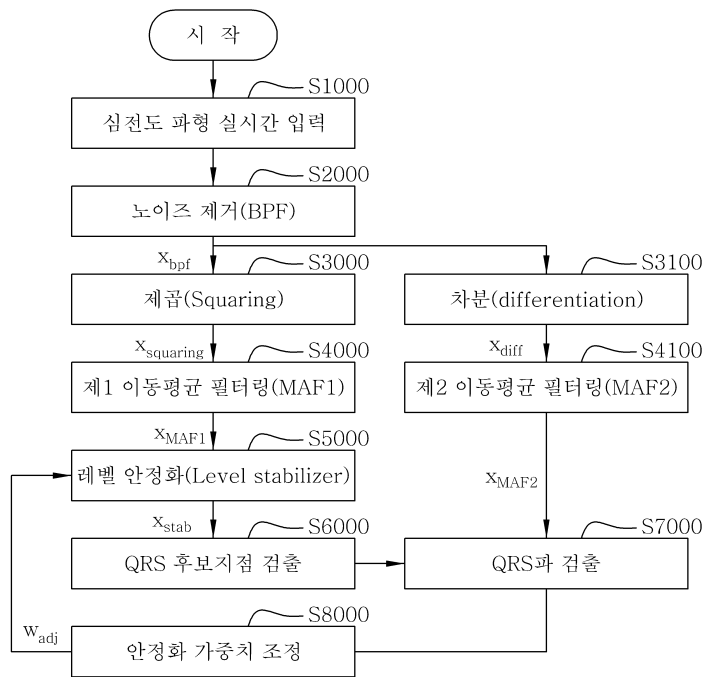
600:차분된 심전도 파형 700:제2 이동평균 필터링 과정

도면

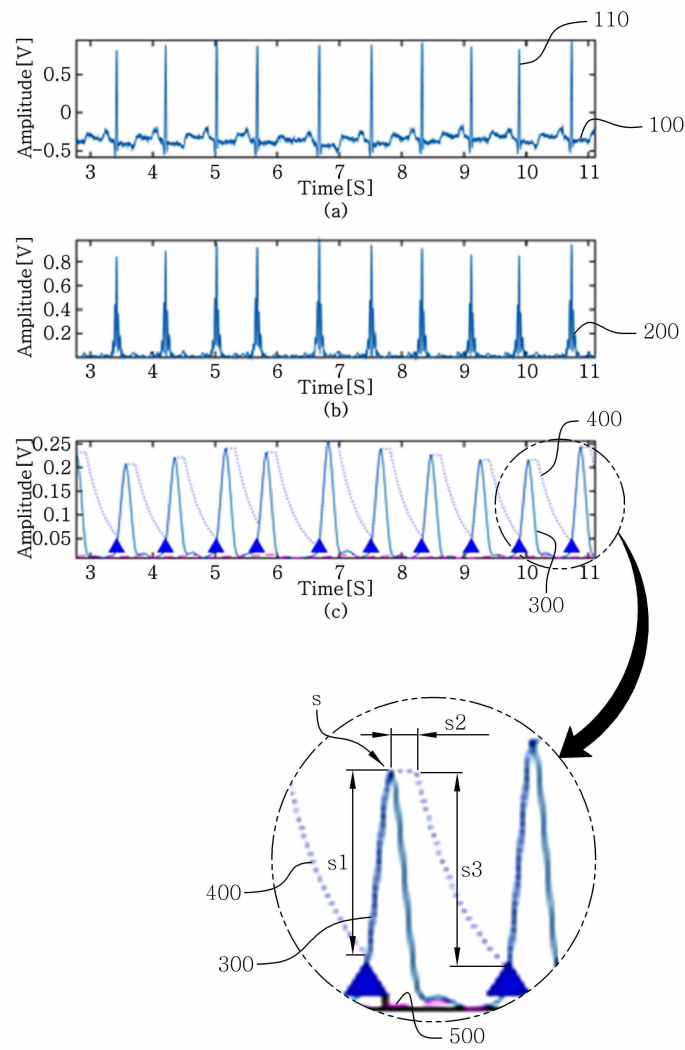
도면1



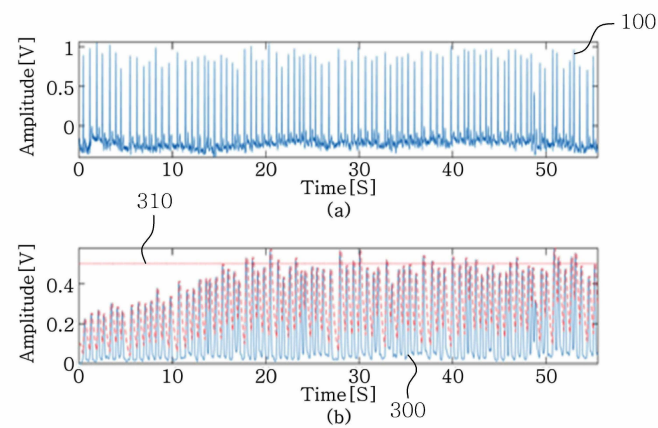
도면2



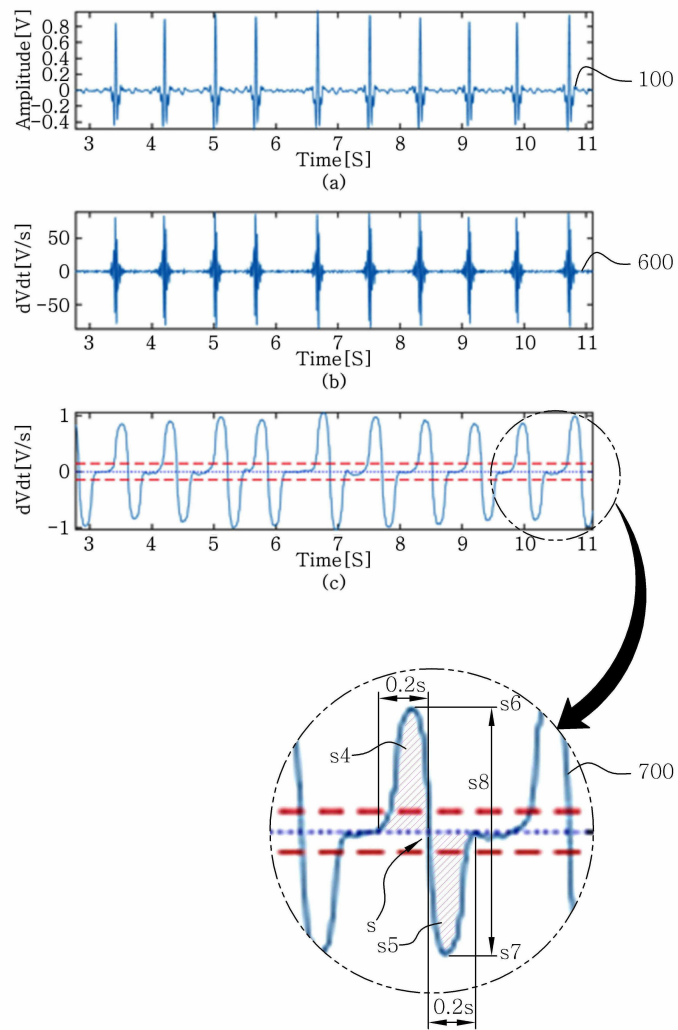
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：实时QRS波检测方法和程序		
公开(公告)号	KR101651875B1	公开(公告)日	2016-08-29
申请号	KR1020150109889	申请日	2015-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	全南大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	全南国家学术基金会		
当前申请(专利权)人(译)	全南国家学术基金会		
[标]发明人	SHIN HANGSIK 신항식 KIM JINKWON 김진권		
发明人	신항식 김진권		
IPC分类号	A61B5/0472 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/0472 A61B5/04012 A61B5/04014 A61B5/0402 A61B5/7225		
代理人(译)	专利法鳞芽军事		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及实时QRS波检测方法和程序，更具体地说，涉及实时QRS波检测方法和能够准确检测心电图波形之间的QRS波 (QRS波群，QRS波群) 的程序。实时的基础。

