



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년02월26일
 (11) 등록번호 10-1366101
 (24) 등록일자 2014년02월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/0452 (2006.01) A61B 5/0456 (2006.01)
 A61B 5/0464 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2012-0158732
 (22) 출원일자 2012년12월31일
 심사청구일자 2012년12월31일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020120045526 A
 US5908393 A

(73) 특허권자
부산대학교 산학협력단
 부산광역시 금정구 부산대학교로63번길 2 (장전동, 부산대학교)
 (72) 발명자
권혁승
 대구 수성구 청호로 345, 103동 2007호 (황금동, 태왕아너스)
조익성
 경기 가평군 청평면 강변나루로40번길 9-1, A동 102호 (수림빌라)
 (74) 대리인
정기택, 오위환

전체 청구항 수 : 총 11 항

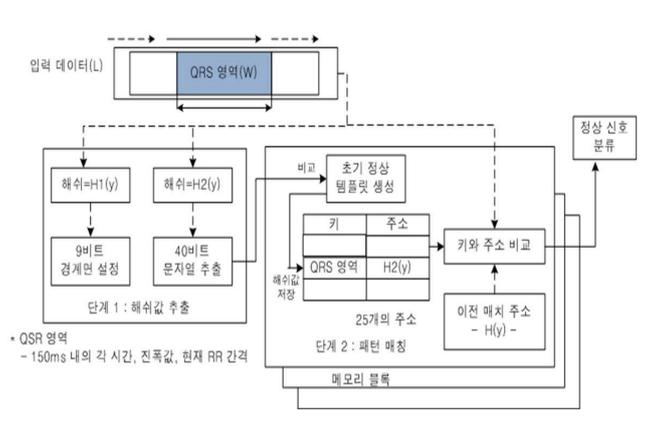
심사관 : 라선희

(54) 발명의 명칭 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 건강 상태 분석을 위하여 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하여 신뢰성 있는 정상 신호의 분류가 가능하도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법에 관한 것으로, ECG 입력부로부터 입력되는 ECG 신호로부터 형태 연산 필터링을 통해 잡음을 제거하는 형태 연산 필터; 신호대 잡음 비를 강조하는 잡음 억제부; 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 R파 검출부; 사용자의 정보를 기반으로 현재 사용자의 건강상태를 분석하기 위한 정황 정보를 처리하는 개인 정황정보 처리부; 정황 정보와 상기 R파 검출부에서 출력된 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하는 프로파일링부; 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 신호 분석을 하여 개인별 ECG 정상 신호를 분류하여 출력하는 분석 신호 출력부;를 포함하는 것이다.

대표도 - 도4



특허청구의 범위

청구항 1

ECG 입력부로부터 입력되는 ECG 신호로부터 형태 연산 필터링을 통해 잡음을 제거하는 형태 연산 필터;

신호대 잡음 비를 강조하는 잡음 억제부;

적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 R파 검출부;

사용자의 정보를 기반으로 현재 사용자의 건강상태를 분석하기 위한 정황 정보를 처리하는 개인 정황정보 처리부;

정황 정보와 상기 R파 검출부에서 출력된 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하는 프로파일링부;

대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 신호 분석을 하여 개인별 ECG 정상 신호를 분류하여 출력하는 분석 신호 출력부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 개인 정황정보 처리부에서 처리되는 사용자 정보는,

보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부 판단을 포함하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템.

청구항 3

ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고, 신호 대 잡음 비를 강조하는 과정을 수행하는 단계;

적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 단계;

사용자 정황 정보와 검출된 R파 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하여 개인별 ECG 정상 신호를 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여 사용되는 사용자 정황 정보는 보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부 판단을 포함하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 5

제 3 항에 있어서, 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하는 과정을 수학적식으로 나타내면,

$$f_{QRS} = \frac{1}{2}((f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{QRS} \cdot g_{QRS} + (f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{QRS} \circ g_{QRS})$$

$$f_{PT} = \frac{1}{2}((f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{PT} \cdot g_{PT} + (f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{PT} \circ g_{PT})$$

$$f = f_{BCG} - f_{PT}$$

f_{QRS} = QRS 영역이 제거된 신호,

f_{BCG} = 입력된 심전도 신호,

g_o = opening을 위한 구조요소

g_c = closing를 위한 구조요소

g_{QRS} = 첫번째 구조요소,

f_{PT} = P, T파가 제거된 신호,

g_{PT} = 두번째 구조요소,

f = 잡음이 제거된 최종 결과

인 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서, 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하는 과정에서 잡음 추정 시 발생하는 오차를 최소화하기 위하여,

QRS 영역의 넓이를 측정하여 첫 번째 구조요소의 넓이(g_{QRS})를 선택하고, P와 T파의 경우 T파의 넓이가 일반적으로 P파보다 넓으므로 T파의 넓이를 측정하여 두 번째 구조요소의 넓이(g_{PT})를 선택하여,

두 개의 구조요소(g_{QRS}, g_{PT})를 이용하여 먼저 QRS 영역을 제거하고, 이후 P, T파를 제거하여 하고, 연산량을 최소화하기 위해 구조요소 인자들의 값은 '0' 으로 하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 7

제 3 항에 있어서, 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여,

사용자로부터 생체신호 데이터 획득 당시의 보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부의 사용자 정보를 기반으로 QRS 영역의 시간과 진폭 정보를 이용하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 8

제 3 항에 있어서, 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여 해쉬 값 추출과 프로파일링의 두 단계를 수행하고,

첫 번째 단계에서는 입력된 ECG 신호에서 경계면 추출을 위해 사용자의 정황정보 및 QRS 영역에 해당하는 진폭과 시간정보, 현재의 RR 간격으로 구성된 입력 값을 받아 해쉬 값을 먼저 산출하고, 그 경계면 사이에 존재하는 QRS 영역의 주소 값 계산을 위해 다음 해쉬 값을 추출하고,

두 번째 단계에서는 추출된 값을 초기에 생성된 정상 신호와 비교하여 이 범위를 만족하였을 경우 메모리에 저장하고, 저장된 값은 문자열 비교를 수행하기 위한 기준 정보로써 이후에 유입되는 해쉬 값과 비교하여 그 범위가 현재 메모리에 저장된 주소 값과 그 값의 상위 12개, 하위 12개 전체 25개를 만족하였을 경우 정상신호 군으

로 분류하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 정상신호 군으로 분류하는 과정에서 정상 신호 템플릿을 사용하고 이를 구성하기 위한, 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준 값을 생성하는 부분으로 150ms 범위의 내의 각 시간, 진폭값, 현재 RR 간격의 QRS 영역을 해쉬값으로 변환하여 산출하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하고, 템플릿 데이터는 현재의 R점을 기준으로 좌, 우 3개씩 전체 6개의 데이터(150ms의 QRS 영역)를 이용하여 계산하는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 선택된 6개의 템플릿 데이터와 현재의 RR 간격은

$$H(Y) = LFSR((X_t)_i \oplus RR_k)$$

$H(Y)$: 메모리 주소로 저장될 해쉬값

$LFSR$ (Linear Feedback Shift Register)

$(X_t)_i$: i 번째 샘플값, RR_k : k 번째 RR 간격 을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이 값은 정상 심전도 구간이 저장될 메모리 주소로 사용되는 것을 특징으로 하는 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 건강 상태 분석 시스템에 관한 것으로, 구체적으로 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하여 신뢰성 있는 정상 신호의 분류가 가능하도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 급격한 외부환경의 변화와 더불어 인체생리변화로 인해 전기생리학의 발달은 질병진단 및 치료의 목적에서 인간의 신체활동, 인지과정, 감성변화 등을 측정하는 분야까지 많은 영향을 주고 있다.

[0003] 그러나 전기생리학의 발달에도 불구하고 개인별 인체 변화의 차가 매우 크고 신체의 리듬이 변화무쌍하기 때문에 생리신호의 변화에 대한 객관적인 모형이 구축되지 못하고 있는 실정이다.

[0004] ECG(electrocardiography) 신호 분석 방법의 경우 표준화된 임계치를 사용하여 해석한 결과를 제공하며 신호 측정 당시의 상황이 고려되지 않아 잡음 혹은 외부 환경의 영향을 받기 쉬운 단점이 있다.

[0005] 지금까지 수많은 신호처리 방법론이 제시되었지만, 일관성 있고 신뢰성 있는 분석방법이 아직까지 개발되지 못한 상태이다. 이는 대상 환자의 특성에 따른 신호 차이는 무시하고, ECG 자체의 신호차이를 통해 진단을 수행함으로써 성능하락이 나타나기 때문이다.

[0006] ECG 신호는 신호 자체가 규칙성을 보이지 않는 불규칙한 신호이며 그 특성이 시간에 따라 변화하는 비정상성 신호이다.

[0007] 또한, 근육의 미세한 변화 등과 같은 원치 않는 요인에 의해 소위 잡음(noise)이 발생할 수 있으므로 ECG 신호의 불규칙성으로 인해 이들 잡음을 제거하기가 쉽지 않다.

[0008] 이와 같은 불규칙성을 나타내는 ECG 신호가 일정한 영역 안에서는 정상성을 만족한다는 가정 하에 ECG 신호를 짧은 시간 크기의 분석창으로 나누고 시 계열 분석을 실시하고 신경망 이론을 이용하여 이를 분류하려는 연구가 진행되기도 하였다.

- [0009] 이와 같은 시 계열 분석과정에 의해 얻어진 추정값을 다변량분석법인 판별분석법을 적용하여 신호를 분류하는 연구도 있었다.
- [0010] 또한, 시 계열 분석법과 주파수 분석법을 동시에 고려한 시간-주파수 방법에 관심을 두고 있으며 그 일종인 웨이브렛 변환이 소개되고 있다.
- [0011] 하지만, 생체신호의 특성상 개인 간의 차이가 크기 때문에 안정적인 성능을 나타내는 알고리즘을 개발하는 일은 여전히 어려운 문제이다. 이는 대상 환자에 특성에 따른 신호 차이는 무시하고, 일반적인 ECG 신호의 판단규칙에 따라 진단을 수행함으로써 성능하락이 나타나기 때문이다.
- [0012] 종래 기술의 ECG(electrocardiography) 신호를 해석하는 연구에서는 신호의 잡음을 최소화하고, 복잡도를 줄이기 위해 현재의 데이터가 과거 획득된 데이터 셋에 영향을 미친다는 가정아래 회귀분석 등의 통계적 방법이 제안되었다.
- [0013] 또한, 시간 복잡성을 최소화하기 위해 주파수 공간에서 분석하는 방법 등이 활용되기도 하였다.
- [0014] 그러나 일상생활에서 모니터링 하는 센서의 경우, ECG 신호가 측정 환경과 사용자에 따라 신호의 변화가 크므로 신호 해석의 단계에서 신호가 획득된 당시의 사용자 정보도 복합적으로 고려되어야만 한다.
- [0015] 이와 같은 문제를 극복하기 위해서는 개인의 특성에 따른 정상신호 군을 선별하고 그 범위를 벗어나는 신호를 이상신호로 판단하여 대상의 차이로 인한 성능변화를 줄이는 알고리즘의 설계가 필요하고, 이에 적합한 개인별 ECG 신호의 정상신호 분류 방법의 개발이 요구되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0016] 본 발명은 이와 같은 종래 기술의 ECG(electrocardiography) 신호 분석 방법의 문제를 해결하기 위한 것으로, ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하여 신뢰성 있는 정상 신호의 분류가 가능하도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.
- [0017] 본 발명은 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 한 신호 해석 모델을 사용하여 사용자의 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥)를 기반으로 현재 사용자의 신뢰성 있는 건강상태를 분석할 수 있도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.
- [0018] 본 발명은 이전 모델에 적용하여 현재 사용자의 상태를 예측할 수 있으며, 이를 통해 신호 해석을 위한 학습의 단계를 최소화할 수 있도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.
- [0019] 본 발명은 대상 환자에 따른 개인화된 ECG 신호의 정상신호 분류 모델에 관한 것으로 대상자의 증상 유무 및 종류에 따라 정확한 진단을 해야 하는 헬스케어 시스템에서의 부정맥 분류에 이용될 수 있도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.
- [0020] 본 발명은 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 한 신호 해석 모델로 사용자의 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥) 등을 기반으로 현재 사용자의 신뢰성 있는 건강상태를 분석할 수 있도록 한 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.
- [0021] 본 발명의 목적들은 이상에서 언급한 목적들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0022] 이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템은 ECG 입력부로부터 입력되는 ECG 신호로부터 형태 연산 필터링을 통해 잡음을 제거하는 형태 연산 필터;신호대 잡음 비를 강조하는 잡음 억제부;적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 R파 검출부;사용자의 정보를 기반으로 현재 사용자의 건강상태를 분석하기 위한 정황 정보를 처리하는 개인 정황정보 처리부;정황 정보와 상기 R파 검

출부에서 출력된 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하는 프로파일링부;대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 신호 분석을 하여 개인별 ECG 정상 신호를 분류하여 출력하는 분석 신호 출력부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0023] 여기서, 상기 개인 정황정보 처리부에서 처리되는 사용자 정보는, 보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상 상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법은 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고, 신호 대 잡음 비를 강조하는 과정을 수행하는 단계;적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 단계;사용자 정황 정보와 검출된 R파 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하여 개인별 ECG 정상 신호를 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 여기서, 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여 사용되는 사용자 정황 정보는 보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 그리고 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하는 과정을 수학적식으로 나타내면,

$$f_{QRS} = \frac{1}{2}((f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{QRS} \cdot g_{QRS} + (f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{QRS} \circ g_{QRS})$$

$$f_{PT} = \frac{1}{2}((f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{PT} \cdot g_{PT} + (f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{PT} \circ g_{PT})$$

$$f = f_{BCG} - f_{PT}$$

f_{QRS} = QRS 영역이 제거된 신호,

f_{BCG} = 입력된 심전도 신호,

g_o = opening을 위한 구조요소

g_c = closing를 위한 구조요소

g_{QRS} = 첫번째 구조요소,

f_{PT} = P, T파가 제거된 신호,

g_{PT} = 두번째 구조요소,

f = 잡음이 제거된 최종 결과

[0027]

인 것을 특징으로 한다.

[0028]

[0029] 그리고 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하는 과정에서 잡음 추정 시 발생하는 오차를 최소화하기 위하여, QRS 영역의 넓이를 측정하여 첫 번째 구조요소의 넓이(g_{QRS})를 선택하고, P와 T파의 경우 T파의 넓이가 일반적으로 P파보다 넓으므로 T파의 넓이를 측정하여 두 번째 구조요소의 넓이(g_{PT})를 선택하여, 두 개의 구조요소 (g_{QRS}, g_{PT})를 이용하여 먼저 QRS 영역을 제거하고, 이후 P, T파를 제거하여 하고, 연산량을 최소화하기 위해 구조요소 인자들의 값은 '0' 으로 하는 것을 특징으로 한다.

[0030]

그리고 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여, 사용자로부터 생체신호 데이터 획득 당시의 보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부의 사용자 정보를 기반으로 QRS 영역의 시간과 진폭 정보를 이용하는 것을 특징으로 한다.

[0031]

그리고 개인별 ECG 정상 신호를 출력하기 위하여 해쉬 값 추출과 프로파일링의 두 단계를 수행하고, 첫 번째 단계에서는 입력된 ECG 신호에서 경계면 추출을 위해 사용자의 정황정보 및 QRS 영역에 해당하는 진폭과 시간정보, 현재의 RR 간격으로 구성된 입력 값을 받아 해쉬 값을 먼저 산출하고, 그 경계면 사이에 존재하는 QRS 영역의 주소 값을 계산하기 위해 다음 해쉬 값을 추출하고, 두 번째 단계에서는 추출된 값을 초기에 생성된 정상 신호와 비교하여 이 범위를 만족하였을 경우 메모리에 저장하고, 저장된 값은 문자열 비교를 수행하기 위한 기준 정보로써 이후에 유입되는 해쉬 값과 비교하여 그 범위가 현재 메모리에 저장된 주소 값과 그 값의 상위

12개, 하위 12개 전체 25개를 만족하였을 경우 정상신호 군으로 분류하는 것을 특징으로 한다.

[0032] 그리고 정상신호 군으로 분류하는 과정에서 정상 신호 템플릿을 사용하고 이를 구성하기 위한, 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준 값을 생성하는 부분으로 150ms 범위의 내의 각 시간, 진폭값, 현재 RR 간격의 QRS 영역을 해쉬값으로 변환하여 산출하는 것을 특징으로 한다.

[0033] 그리고 초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하고, 템플릿 데이터는 현재의 R점을 기준으로 좌, 우 3개씩 전체 6개의 데이터(150ms의 QRS 영역)를 이용하여 계산하는 것을 특징으로 한다.

[0034] 그리고 선택된 6개의 템플릿 데이터와 현재의 RR 간격은

$$H(Y) = LFSR((X_t)_i \oplus RR_k)$$

$H(Y)$: 메모리 주소로 저장될 해쉬값

$LFSR$ (Linear Feedback Shift Register)

$(X_t)_i$: i 번째 샘플값, RR_k : k 번째 RR간격

[0035] 을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이 값은 정상 심전도 구간이 저장될 메모리 주소로 사용되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0036] 이와 같은 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법은 다음과 같은 효과를 갖는다.

[0037] 첫째, 사용자의 정보를 기반으로 한 대상환자에 따른 개인화된 ECG 신호의 정상신호 분류가 가능하다.

[0038] 둘째, ECG 신호의 특징뿐만 아니라 다양한 조건(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부)을 미리 고려하여 단일화된 해석에 비해 해석의 정확도를 높일 수 있다.

[0039] 셋째, 심전도의 특징량에 나타나는 변화를 의사 등이 초기에 파악함으로써, 병상의 진행을 예방하기 위한 환자 예의 주의의 필요성이나 그 내용판단, 상세한 검사의 필요성 판단, 치료의 필요성이나 그 내용판단 등을 초기에 행할 수 있다.

[0040] 넷째, 복잡한 신호처리를 필요로 하지 않기 때문에 장기간의 모니터링을 수행하는 헬스케어 시스템에서 PVC, PAC 등과 같은 심근, 심실성 부정맥을 실시간으로 분류하는 데 활용이 가능하다.

[0041] 다섯째, 임상연구를 위한 기초 자료를 제공함으로써 지속적인 연구의 근간이 되고, 사전에 환자의 질병을 예측함으로써 경제적 부담의 경감과 건강 증진을 토대로 사회 경제의 체계적인 건강관리 분야에 기여할 수 있다.

[0042] 여섯째, 적은 연산량으로 신호의 왜곡을 최소화하면서 잡음을 제거하여 정확한 R파의 검출을 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0043] 도 1은 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템의 구성도

도 2는 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법을 나타낸 플로우 차트

도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 형태 연산을 통한 잡음 제거 방법을 나타낸 구성도

도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 대상 환자에 따른 정상신호 분류 과정을 나타낸 구성도

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0044] 이하, 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법의 바람직한 실시 예에 관하여 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0045] 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법의 특징 및 이점들은 이하에서의 각 실시 예에 대한 상세한 설명을 통해 명백해질 것이다.

[0046] 도 1은 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템의 구성도이고, 도 2는 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 방법을 나타낸 플로우 차트이다.

[0047] 본 발명은 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R

과를 검출하여 신뢰성 있는 정상 신호의 분류가 가능하도록 한 것으로, 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 한 신호 해석 모델을 사용하여 사용자의 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부)를 기반으로 현재 사용자의 신뢰성 있는 건강상태를 분석할 수 있도록 한 것이다.

- [0048] 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류를 위한 전체 시스템 구성은 도 1에서와 같다.
- [0049] 먼저, ECG 입력부(10)로부터 입력되는 ECG 신호로부터 형태 연산 필터링을 통해 잡음을 제거하는 형태 연산 필터(11)와, 신호대 잡음 비를 강조하는 잡음 억제부(12)와, 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하는 R파 검출부(13)와, 사용자의 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥)를 기반으로 현재 사용자의 건강상태를 분석하기 위한 정황 정보를 처리하는 개인 정황정보 처리부(14)와, 정황 정보와 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하는 프로파일링부(15)와, 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 한 신호 해석 모델을 사용하여 개인별 ECG 정상 신호를 분류하여 출력하는 분석 신호 출력부(16)를 포함한다.
- [0050] 이와 같은 구성을 갖는 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템의 신호 분석 과정은 다음과 같다.
- [0051] 도 2에서와 같이, 먼저 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고(S201), 신호 대 잡음 비를 강조하는 과정을 수행한다.(S202)
- [0052] 이어, 이후 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출한다.(S203)
- [0053] 그리고 사용자 정황 정보와 생체 신호를 기반으로 정상신호를 분류하여 개인별 ECG 정상 신호를 출력한다.(S204)
- [0054] 정확한 R파의 검출을 위해서는 신호의 왜곡을 최소화하면서 잡음을 제거하는 과정이 필요하기 때문에 적은 연산량과 신호 왜곡율로 영상처리 분야에서 많이 사용되고 있는 형태 연산 기법을 사용한다.
- [0055] 형태 연산을 이용하여 심전도 신호에서 기저선 잡음, 전력선 잡음, 동잡음을 추정하여 제거하는 과정은 수학적 1에서와 같이 표현할 수 있다.

수학식 1

$$f_{QRS} = \frac{1}{2} ((f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{QRS} \cdot g_{QRS} + (f_{BCG} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{QRS} \circ g_{QRS})$$

$$f_{PT} = \frac{1}{2} ((f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \circ g_{PT} \cdot g_{PT} + (f_{QRS} \circ g_o \cdot g_c) \cdot g_{PT} \circ g_{PT})$$

$$f = f_{BCG} - f_{PT}$$

f_{QRS} = QRS 영역이 제거된 신호,
 f_{BCG} = 입력된 심전도 신호,
 g_o = opening을 위한 구조요소
 g_c = closing를 위한 구조요소
 g_{QRS} = 첫번째 구조요소,
 f_{PT} = P, T파가 제거된 신호,
 g_{PT} = 두번째 구조요소,
 f = 잡음이 제거된 최종 결과

- [0056]
- [0057] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 형태 연산을 통한 잡음 제거 방법을 나타낸 구성도이고, 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 대상 환자에 따른 정상신호 분류 과정을 나타낸 구성도이다.

- [0058] 도 3은 수학식 1에 따른 연산을 실시하고 그 결과의 평균값을 형태 연산 결과로 사용하여 잡음을 제거하는 과정을 나타낸 것이다.
- [0059] 이하의 설명에서 QRS파는 심실근의 탈분극과정에 의해 생기는 것으로, P파에 이어지는 최초의 하향파를 Q파, 최초의 상향파를 R파, R에 이어지는 하향파를 S파라 하고, S파의 뒤에 상향파가 있는 경우에는 R' 파 다시 그 뒤에 하향파가 있는 경우에는 S' 파로 한다.
- [0060] 이전의 형태연산자를 이용한 잡음 제거 방법은 잡음을 제외한 심전도의 P, QRS, T파를 제거하여 잡음을 추정한 후 추정된 잡음을 입력신호에서 제거하는 방법이다. 이 방법은 하나의 구조요소를 이용하여 P, QRS, T파를 모두 제거한다.
- [0061] 이때 PR과 QT 세그먼트 부분에 파형의 왜곡이 발생하게 된다.
- [0062] 따라서 사용되는 구조요소의 길이가 PR 또는 QT 세그먼트 부분보다 클 경우 제거 연산의 결과가 실제 잡음보다 높게 추정되며, T파의 길이가 구조요소의 길이보다 클 경우 T파의 나머지 부분들이 잡음을 추정하는데 오차로 작용하게 된다.
- [0063] 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 발명에서는 두 개의 구조요소(g_{QRS} , g_{PT})를 이용하여 먼저 QRS 영역을 제거하고, 이후 P, T파를 제거하여 잡음 추정 시 발생하는 오차를 최소화한다.
- [0064] 즉, QRS 영역을 제거하기 위해 QRS 영역의 넓이를 측정하여 첫 번째 구조요소의 넓이(g_{QRS})를 선택하고, P와 T파의 경우 T파의 넓이가 일반적으로 P파보다 넓으므로 T파의 넓이를 측정하여 두 번째 구조요소의 넓이(g_{PT})를 선택한다.
- [0065] 또 신호처리 시 연산량을 최소화하기 위해 구조요소 인자들의 값은 '0' 으로 한다.
- [0066] 도 4는 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법에서의 개인별 프로파일링 기법을 나타낸 것이다.
- [0067] 환자에 따라 상이한 정상신호 군을 분류하기 위한 것으로 문자열 매칭 기법을 적용한다.
- [0068] 사용자의 정황정보를 통해 현재 사용자의 이상적인 신호패턴을 추출하여 신호의 정상범위를 파악하는 방법을 나타낸다.
- [0069] 개인별 프로파일링을 위한 순서는 다음과 같다.
- [0070] 사용자로부터 생체신호 데이터를 획득할 때 획득 당시의 사용자 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부)를 기반으로 QRS 영역의 시간과 진폭 정보를 이용한다.
- [0071] 정황정보를 통한 판단기준은 표 1과 같다.

표 1

빈맥 (맥박수: 100회 이상인 경우) RR 간격 평균 : 600ms 이하	서맥 (맥박수 = 60회 이하인 경우) RR 간격 평균 : 1000ms 이상
<ul style="list-style-type: none"> - 운동이나 기타 자극에 대한 정상적 반응 - 스트레스, 불안, 초조 - 갑상선 기능 항진, 탈수 - 빈혈, 저산소혈증 - 허약한 신체상태, 알코올, 수면부족 - 각성제(커피, 홍차, 탄산음료), 흡연 - 자율신경계 불균형 - 근본적인 심장 문제 	<ul style="list-style-type: none"> - 육체적으로 매우 건강한 경우 지속적인 서맥(예 : 마라톤 선수)

- [0072]
- [0073] 일반적으로 빈맥과 서맥은 정상인 사람의 경우에 존재할 수 있으며, 그 증상은 표 1에서와 같이 여러 가지 원인으로 나타날 수 있다.

- [0074] 빈맥은 분당 맥박수가 100회 이상인 경우, 즉, RR 간격의 평균이 600ms 이하의 경우를 의미하며, 서맥은 분당 맥박수가 60회 이하인 경우, 즉 분당 RR 간격의 평균이 1000ms 이상의 경우를 의미한다.
- [0075] 사용자 프로파일링을 위해 사용된 입력 데이터는 QRS 콤플렉스의 시간과 진폭 정보를 이용한다.
- [0076] 이 길이를 일관적으로 적용하기 위해 앞서 검출된 R과의 시간 정보를 기준으로 이전과 이후의 시간 간격을 계산하고, 그 결과 가장 큰 QRS 콤플렉스의 시간 간격인 150ms를 입력되는 고정 길이로 선택한다.
- [0077] 긴 문자열이 반복될 때 문자열의 경계 구간이 선택되며, 문자열 내의 경계면은 거의 같은 위치에서 반복된다. 이 문자열의 경계는 특정 슬라이딩 윈도우의 해쉬 값으로 결정되며, 특정 길이($l = \log_2 L$)를 가진 소수로서 결정된다.
- [0078] 프로파일링 기법은 도 4에서와 같이 크게 해쉬 값 추출과 프로파일링의 두 단계로 나누어진다.
- [0079] 첫 번째 단계에서는 입력된 심전도 신호에서 경계면 추출을 위해 사용자의 정황정보 및 QRS 영역에 해당하는 진폭과 시간정보, 현재의 RR 간격으로 구성된 입력 값을 받아 해쉬 값을 먼저 산출하고, 그 경계면 사이에 존재하는 QRS 영역의 주소 값 계산을 위해 다음 해쉬 값을 추출한다.
- [0080] 두 번째 단계에서는 추출된 값을 초기에 생성된 정상 신호와 비교하여 이 범위를 만족하였을 경우 메모리에 저장된다.
- [0081] 저장된 값은 문자열 비교를 수행하기 위한 기준 정보로써 이후에 유입되는 해쉬 값과 비교하여 그 범위가 현재 메모리에 저장된 주소 값과 그 값의 상위 12개, 하위 12개 전체 25개를 만족하였을 경우 정상신호 군으로 분류한다.
- [0082] 심전도 신호는 실제 인터넷 패킷과는 다르며, 정상신호로 정의한 일정 신호의 심장박동이 정확하게 이전 신호와 일치하지는 않기 때문에 본 발명에서는 정상 신호 구간을 현재 신호의 92~116%로 판단하여 그 주소를 기준으로 전체 25개의 주소를 지정한다.
- [0083] 본 발명에서 사용되는 정상 신호 템플릿은 심전도 신호를 분석 및 진단할 때 중요하게 이용되는 파라미터로써 파형의 형태를 나타내는 변수이다.
- [0084] 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준 값을 생성하는 부분으로 QRS 영역(150ms 범위의 내의 각 시간, 진폭값, 현재 RR 간격)을 해쉬값으로 변환하여 산출된다.
- [0085] 초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하고, 템플릿 데이터는 수식 (2)와 같이 현재의 R점을 기준으로 좌, 우 3개씩 전체 6개의 데이터(150ms의 QRS 영역)를 이용하여 계산하며, 이 간격은 QRS 폭이 넓은 최대 부정맥 신호를 포함시키기 위함이다.

수학식 2

$$(X_t)_i = X_{ki} - \left(\sum_{i=1}^6 X_{ki} / 6 \right)$$

$(X_t)_i$: 템플릿의 i 번째 데이터

X_{ki} : 초기 정상 QRS complex의 i 번째 샘플 값

[0086]

- [0087] 수학식 2를 통하여 선택된 6개의 템플릿 데이터와 현재의 RR 간격은 수학식 3을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이 값은 정상 심전도 구간이 저장될 메모리 주소로 사용된다.

수학식 3

$$H(Y) = LFSR((X_t)_i \oplus RR_k)$$

$H(Y)$: 메모리 주소로 저장될 해쉬값

$LFSR$ (Linear Feedback Shift Register)

$(X_t)_i$: i 번째 샘플값, RR_k : k 번째 RR간격

[0088]

- [0089] 일반적으로 해쉬 함수는 메시지의 무결성을 보장하기 위한 인증에 사용되는 방법인데, 본 발명에서는 정상신호 구간을 나타내는 유일한 주소 값을 산출하기 위해 선형귀환 시프트 레지스터(LFSR)를 사용한다.
- [0090] 물론, 이를 구현하는데 있어 해쉬함수를 LFSR로 한정하지 않고 다른 형태로 구현할 수 있음은 당연하다.
- [0091] 현재 QRS 구간에서 입력되는 6개의 샘플 값과 RR 간격은 EX-OR연산을 통하여 해쉬 값을 산출하고 이전 값과 비교된다.
- [0092] 이때 산출된 해쉬 값은 이전의 해쉬 값보다 증가 혹은 감소하고 현재 정상 값의 주소를 기준으로 상위 12개의 주소와 하위 12개의 주소에 차례로 저장되며 그 범위를 만족하지 못했을 경우 이상 영역으로 간주하여 제외된다.
- [0093] 그리고 본 발명에 따른 개인별 ECG 신호의 정상 신호 분류 시스템 및 방법에서의 변수값 설정에 관하여 설명하면 다음과 같다.
- [0094] 입력 데이터 설정을 위해 각각의 심박동에서 데이터를 분석하고 개인에 대한 심전도 패턴을 추출하기 위해 반복 작업을 수행한다.
- [0095] 패턴 매칭 기법을 심전도 신호에 적용하기 위하여 모든 변수들은 실제 측정값으로 나타낸다.
- [0096] 심전도 신호를 문자열 데이터와 같이 표현하기 위해서는 샘플링 주파수에 따른 데이터로 표현되어야 한다. 따라서 MIT-BIH 데이터베이스의 샘플링 주파수인 360samples/s를 적용하여 데이터 변환을 수행한다.
- [0097] 표 2는 실험에 사용된 심전도 신호의 시간간격과 샘플링 주파수를 통해 변환된 실제 측정값을 나타낸 것이다.

표 2

변수	시간값	실제 측정값
입력문자열(L)	정상 : 800ms~1200ms 빈맥 : $RR_{avg(t)} \sim 1200ms$ 서맥 : 1200ms~ $RR_{avg(t)}$	450 바이트
슬라이딩 윈도우(W)	150ms	108 바이트
경계면의 길이(l)	$\log L$	9 비트
메모리 개수(m)	1	1
메모리 폭(n)	10	10

- [0098]
- [0099] 입력 문자열(L)은 패턴 매칭을 수행하기 위한 입력 값을 나타내며, 연속되는 두 개의 심박동사이의 시간간격을 나타내는 현재의 RR간격 값으로 설정한다.
- [0100] 일반적으로 정상심전도의 RR 간격은 800ms~1200ms의 시간간격을 가진다.
- [0101] 이때 정상심전도임에도 불구하고, 빈맥과 서맥일 경우가 존재할 수 있다. 따라서 빈맥과 서맥으로 판단된 환자의 경우 일정기간동안(60초)의 RR 간격 평균을 입력문자열의 하한값과 상한값으로 각각 설정한다.
- [0102] 슬라이딩 윈도우는 QRS 영역을 나타내며, 최대 영역으로 설정하고, 경계면의 길이는 하나의 심박동을 나타내는 값으로 RR 간격으로 설정한다.
- [0103] 메모리 개수와 폭은 실시간 처리를 위해 1, 10으로 설정하였으며, 이는 반복된 실험을 통해 산출된 값이다.
- [0104] 본 발명에서 제안된 패턴 매칭 기법은 정상신호군의 영역을 벗어난 영역을 이상신호, 즉 다양한 부정맥의 형태로 분류하는 기법이다.
- [0105] 따라서 이를 통해 정상신호로 분류되지 않는 신호를 통해 부정맥을 별도로 검출한다면 특정 부정맥을 효율적으로 검출할 수 있다.

[0106] 이와 같은 본 발명은 ECG 신호로부터 형태 연산 필터를 통해 잡음을 제거하고 적응 가변형 문턱값과 윈도우 변화에 따라 R파를 검출하여 신뢰성 있는 정상 신호의 분류가 가능하도록 한 것으로, 대상 환자에 따른 ECG 신호의 분석을 기반으로 한 신호 해석 모델을 사용하여 사용자의 정보(보균약, 갑상선 여부, 스트레스, 반복적 정상 상태 등에 따른 정상맥, 빈맥, 서맥 여부)를 기반으로 현재 사용자의 신뢰성 있는 건강상태를 분석할 수 있도록 한 것이다.

[0107] 이상에서의 설명에서와 같이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 본 발명이 구현되어 있음을 이해할 수 있을 것이다.

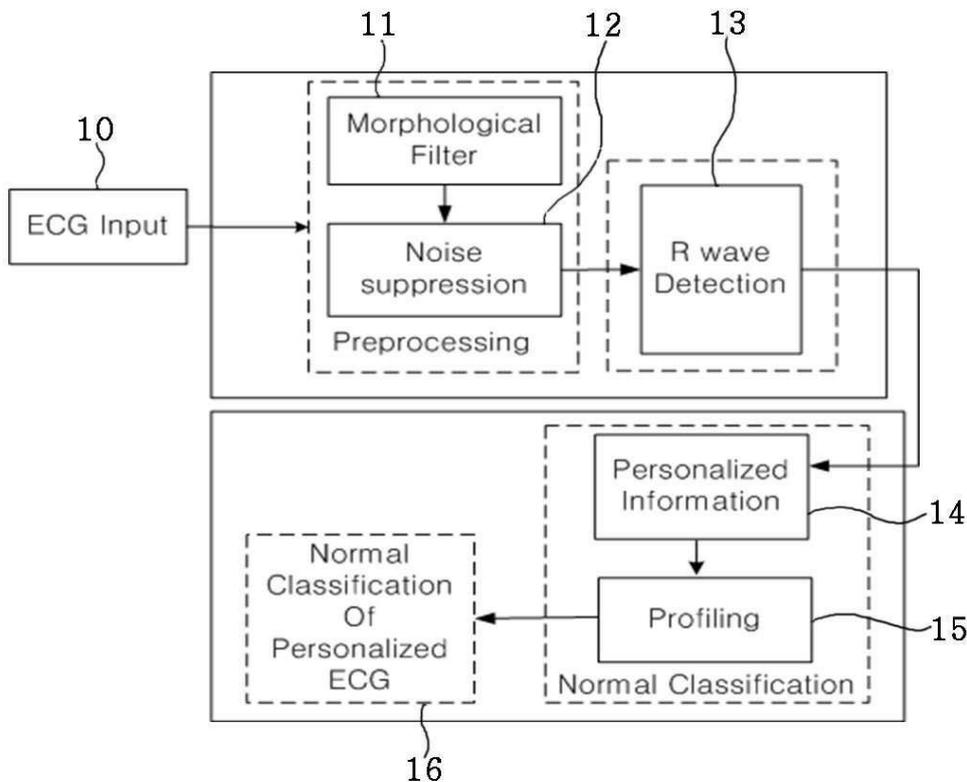
[0108] 그러므로 명시된 실시 예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 하고, 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구 범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

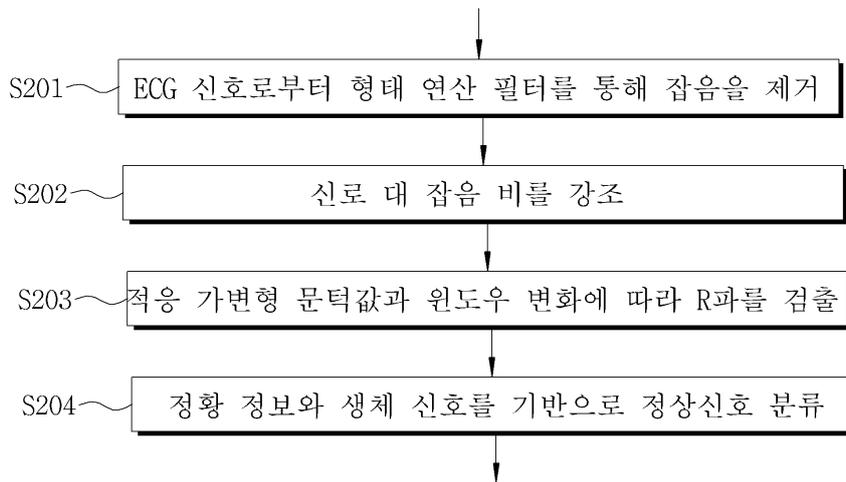
- | | | |
|--------|-----------------|--------------|
| [0109] | 10. ECG 입력부 | 11. 형태 연산 필터 |
| | 12. 잡음 억제부 | 13. R파 검출부 |
| | 14. 개인 정황정보 처리부 | 15. 프로파일링부 |
| | 16. 분석 신호 출력부 | |

도면

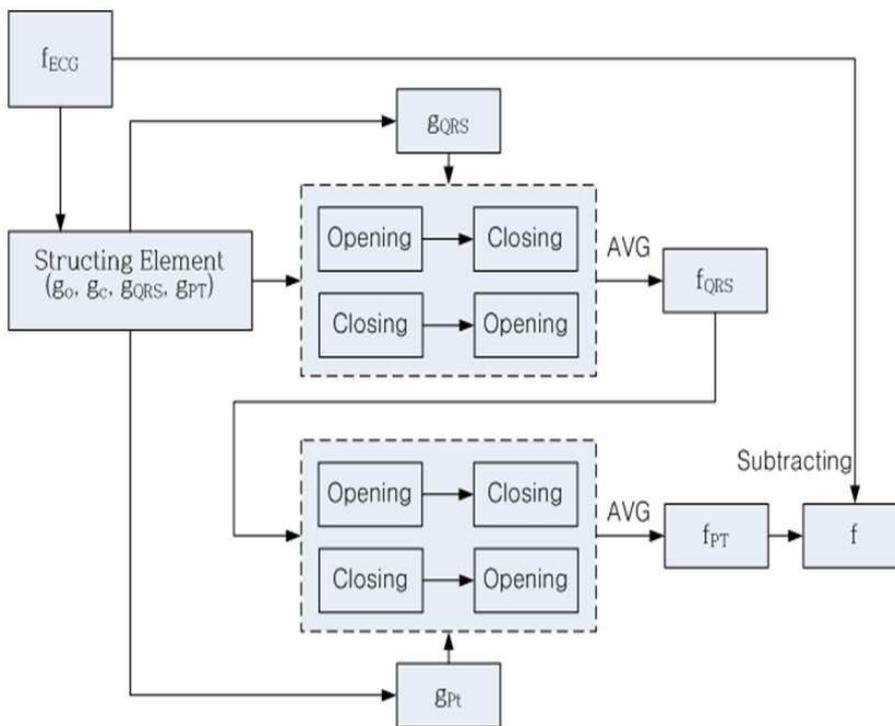
도면1



도면2



도면3



도면4

